

**Projecto, construção e caracterização de um  
irradiador portátil para verificação metrológica  
de monitores fixos de área**

**Ana Isabel Água-Morna Braga de Carvalho**

Dissertação apresentada na Faculdade de Ciências e Tecnologia da  
Universidade Nova de Lisboa para obtenção do grau de Mestre em  
Engenharia Biomédica

Orientador	Doutor Carlos Manuel Azevedo de Sousa Oliveira <i>Instituto Tecnológico e Nuclear</i>
Co-Orientador	Mestre João Vítor da Silva Cardoso <i>Instituto Tecnológico e Nuclear</i>

Lisboa, Maio de 2011





# Projecto, construção e caracterização de um irradiador portátil para verificação metrológica de monitores fixos de área

©2011 - Todos os direitos reservados. Ana Isabel Água-Morna Braga de Carvalho.

Faculdade de Ciências e Tecnologia. Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.



# AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais por me terem criado condições para estar neste momento a concluir o curso e também por simplesmente existirem.

Sem o Dr. Carlos Oliveira e o João Cardoso esta dissertação não teria sido possível. Para eles deixo o meu mais sincero agradecimento. Agradeço também ao Luís Santos, André Castro e Luís Portugal, por toda a simpatia e disponibilidade para ajudar que sempre demonstraram durante a minha passagem pelo ITN.

Agradeço também a toda a minha família, em especial aos meus avós, por tudo o que sempre fizeram por mim.

Agradeço às minhas amigas. À Rita e à Andreia por me terem acompanhado nesta aventura que foi a Universidade e se terem transformado em amigas para a vida. À Sofia por ser a minha melhor amiga.

Por último, mas não menos importante, agradeço ao Luís, por fingir que percebe o que eu fiz neste trabalho mas principalmente por me fazer feliz.



# RESUMO

O objectivo deste trabalho foi obter um irradiador portátil que possa ser usado para efectuar verificações metrológicas em monitores fixos de área. O irradiador é portador de uma fonte de  $^{137}\text{Cs}$ , tal como a norma IEC 60532 indica para este tipo de verificações metrológicas. Este tipo de verificações metrológicas em monitores fixos de área exige que o controlo seja feito no local onde está o monitor.

O irradiador foi construído em chumbo, por ser um material que oferece uma boa blindagem, e projectou-se para que fosse de fácil manuseamento e não fosse muito pesado e ao mesmo tempo não apresentasse valores de dose excessivamente altos no exterior.

De modo a caracterizar o campo de radiação em redor do irradiador determinaram-se perfis de campo a várias distâncias de modo a avaliar a dimensão do campo e seguidamente efectuou-se a dosimetria na grandeza equivalente de dose ambiente. Utilizou-se o Método de Monte Carlo de modo a comparar os resultados obtidos experimentalmente com os obtidos por simulação e de modo a estudar algumas situações não possíveis de reproduzir no laboratório. Por fim realizaram-se testes em dois monitores de área para avaliar a eficácia do irradiador.

## Palavras-chave

Irradiador, dosimetria, verificações metrológicas, equivalente de dose ambiente, Monte Carlo





# ABSTRACT

The purpose of this project was to obtain a portable irradiator that can be used to perform metrological verifications on fixed monitors of area. The irradiator is the bearer of a  $^{137}\text{Cs}$  source, according to the indications to this type of metrological verifications of norm IEC 60532. This type of metrological verification on fixed monitors of area requires that the monitoring is done at the monitor location.

The irradiator was built in lead, as being a material that offers a good shielding. It was projected to make it easy to handle and not too heavy and, at the same time, didn't produce an excessively high dose values in the outside.

In order to characterize the radiation field around the radiator, field profiles were determined at various distances, in order to evaluate the extent of the field. Then it was carried out the dosimetry in the magnitude of ambient dose equivalent. It was used the Method of Monte Carlo to compare the results obtained experimentally with those obtained by simulation in order to study some situations not reproducible in laboratory. Ultimately were carried out test in two monitors of area to evaluate the effectiveness of the irradiator.

## Keyword

Irradiator, dosimetry, metrological verifications, ambient dose equivalent, Monte Carlo



# ÍNDICE DE MATÉRIAS

<b>1. Introdução</b>	<b>1</b>
<b>2. Fundamentos teóricos</b>	<b>3</b>
<b>2.1 Interação dos fótons com a matéria</b>	<b>3</b>
2.1.1 Efeito fotoeléctrico	4
2.1.2 Dispersão incoerente de Compton	5
2.1.3 Dispersão coerente ou de Rayleigh	6
2.1.4 Coeficientes de atenuação	6
<b>2.2 Efeitos das radiações ionizantes</b>	<b>7</b>
<b>2.3 Grandezas físicas</b>	<b>8</b>
2.3.1 Fluência	8
2.3.2 Kerma	8
2.3.3 Dose absorvida	9
<b>2.4 Grandezas de protecção</b>	<b>10</b>
2.4.1 Dose equivalente	10
2.4.2 Dose efectiva	11
<b>3. Protecção Radiológica</b>	<b>13</b>
<b>3.1 Princípios da protecção radiológica</b>	<b>13</b>
<b>3.2 Protecção contra a radiação externa</b>	<b>14</b>
3.2.1 Blindagem	14
<b>3.3 Tipos de exposição</b>	<b>15</b>
<b>3.4 Limites de dose</b>	<b>16</b>
<b>3.5 Categorias de exposição</b>	<b>17</b>
<b>3.6 Grandezas operacionais</b>	<b>17</b>
3.6.1 Equivalente de dose individual, $H_p(d)$	19
3.6.2 Equivalente de dose direcciona, $H'(d, \Omega)$	20
3.6.3 Equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$	20
3.6.4 Coeficientes de conversão $H^*(10)/K_a$ [Sv/Gy]	20
<b>3.7 Monitores de área</b>	<b>21</b>
3.7.1 Detectores gasosos	22
3.7.1.1 Câmara de ionização	23
3.7.1.2 Detector proporcional	23
3.7.1.3 Detectores de Geiger-Müller (GM)	23

<b>4. Materiais e métodos</b>	<b>25</b>
<b>4.1 Calibração de monitores de área</b>	<b>25</b>
4.1.1 Procedimentos gerais para calibração de monitores de área e dosímetros individuais	25
4.1.1.1 Procedimentos particulares para calibração de monitores de área	26
<b>4.2 Radiação de referência para testes em monitores de área</b>	<b>26</b>
<b>4.3 Fonte de <math>^{137}\text{Cs}</math></b>	<b>26</b>
4.3.1 Geometria da fonte	26
<b>4.4 Monitor de radiação</b>	<b>27</b>
<b>4.5 Câmaras de ionização e electrómetro</b>	<b>28</b>
<b>4.6 Monte Carlo</b>	<b>29</b>
4.6.1 Transporte de fotões	30
4.6.2 Cálculos efectuados por método de Monte Carlo	30
4.6.2.1 Energia média depositada ao longo de um percurso	30
<b>5. Projecto do irradiador</b>	<b>33</b>
<b>5.1 Medições de dose com a fonte</b>	<b>33</b>
5.1.1 Actividade da fonte	34
<b>5.2 Cálculos de blindagem</b>	<b>34</b>
<b>5.3 Geometria do irradiador</b>	<b>37</b>
<b>5.4 Posição do laser</b>	<b>39</b>
<b>5.5 Medições de dose</b>	<b>41</b>
<b>6. Resultados e discussão</b>	<b>45</b>
<b>6.1 Perfis de campo</b>	<b>45</b>
6.1.1 Perfis de campo experimentais	45
6.1.2 Perfis de campo obtidos por Monte Carlo	49
6.1.3 Comparação de resultados experimentais e de Monte Carlo	50
6.1.5 Influência da variação da posição da fonte	53
<b>6.2 Dosimetria</b>	<b>55</b>
6.2.1 Dosimetria experimental	55
6.2.2 Dosimetria por método de simulação de Monte Carlo	56
6.2.3 Comparação de resultados experimentais e de Monte Carlo	57
6.2.3.1 Dosimetria com a câmara 23361	57
6.2.3.2 Dosimetria com a câmara 32002	59
6.2.4 Influência de uma parede	61
6.2.4.1 Dosimetria com parede de alta densidade	62
6.2.4.2 Dosimetria com parede de baixa densidade	63
6.2.4.3 Comparação entre as duas paredes	64
6.2.5 Influência de um tubo de Alumínio	65
6.2.5.1 Dosimetria com a câmara 23361	65
6.2.5.2 Dosimetria com a câmara 32002	68
6.2.6 Valores de referência em verificações metrológicas com o irradiador	71

<b>7. Testes em monitores de área fixos do RPI</b>	<b>73</b>
7.1 Primeira câmara	73
7.2 Segunda câmara	74
<b>8. Conclusão</b>	<b>75</b>
<b>Bibliografia</b>	<b>79</b>
<b>Anexo A – espectro de emissão <math>\gamma</math> do <math>^{137}\text{Cs}</math></b>	<b>81</b>
<b>Anexo B – <i>Dose Buildup-factor</i> para fonte isotrópica</b>	<b>82</b>
<b>Anexo C – Condições de referência e condições de teste standard, segundo a norma IEC 60532</b>	<b>83</b>
<b>Anexo D – Regulamentação para o transporte do irradiador</b>	<b>84</b>
<b>Anexo E – Geometria do irradiador</b>	<b>86</b>
Corpo	86
Tampa da frente	87
Tampa de trás	88
<b>Anexo F – Incertezas para os valores experimentais</b>	<b>89</b>
Perfis de campo	89
Dosimetria	92



# ÍNDICE DE FIGURAS

<u>Figura 2.1 – <math>w_r</math> para neutrões (ICRP 103)</u>	<u>11</u>
<u>Figura 3.1 - Curva dos coeficientes de conversão de kerma-no-ar para equivalente de dose ambiente</u>	<u>21</u>
<u>Figura 3.2 – Número de iões colectados em função da tensão aplicada</u>	<u>22</u>
<u>Figura 4.1 - Geometria da fonte de Césio</u>	<u>27</u>
<u>Figura 4.2 - Local onde se presume que estará localizada a fonte dentro do invólucro de PMMA</u>	<u>27</u>
<u>Figura 4.3 - Babyline 31 A (10)</u>	<u>27</u>
<u>Figura 4.4 - Babyline 31 A – mostrador (10)</u>	<u>27</u>
<u>Figura 4.5 - Câmara de ionização 23361 (11)</u>	<u>28</u>
<u>Figura 4.6 - Câmara de ionização 32002 (11)</u>	<u>28</u>
<u>Figura 4.7 - Electrómetro UNIDOS (11)</u>	<u>29</u>
<u>Figura 5.1 – Esquema das posições em que forma efectuadas as medições de dose</u>	<u>33</u>
<u>Figura 5.2 – Esquema representativo da geometria do irradiador fechado</u>	<u>37</u>
<u>Figura 5.3 – Esquema representativo do irradiador aberto e do campo de radiação</u>	<u>38</u>
<u>Figura 5.4 - Vista geral das peças constituintes do irradiador</u>	<u>38</u>
<u>Figura 5.5 - Irradiador com o ponteiro laser (vista lateral)</u>	<u>39</u>
<u>Figura 5.6 - Irradiador com o ponteiro laser (vista frontal)</u>	<u>39</u>
<u>Figura 5.7 - Desfasamento do laser relativamente ao centro do feixe</u>	<u>40</u>
<u>Figura 5.8 – Desfasamento do laser em função da distância à fonte</u>	<u>40</u>
<u>Figura 5.9 - Esquema representativo dos eixos sobre os quais se fizeram as medições</u>	<u>41</u>



<u>Figura 5.10 - Medidas de dose à volta do irradiador</u>	<u>42</u>
<u>Figura 6.1 – Esquema representativo da montagem usada para os perfis de campo horizontais e verticais – vista frontal</u>	<u>46</u>
<u>Figura 6. 2 – Esquema representativo da montagem usada para traçar os perfis de campo, a 20 cm.</u>	<u>46</u>
<u>Figura 6.3 - Perfis de campo horizontais, obtidos experimentalmente</u>	<u>47</u>
<u>Figura 6.4 - Perfis de campo verticais, obtidos experimentalmente</u>	<u>48</u>
<u>Figura 6.5 - Largura a meia altura para os perfis horizontais e verticais</u> <b><u>Erro! Marcador não definido.</u></b>	
<u>Figura 6.6 – Geometria utilizada em Monte Carlo para representar o irradiador</u>	<u>49</u>
<u>Figura 6.7 – Irradiador e câmara de ionização – vista superior e lateral</u>	<u>50</u>
<u>Figura 6.8 - Perfis de campo obtidos por Monte Carlo</u>	<u>50</u>
<u>Figura 6.9 - Comparação dos resultados experimentais e de Monte Carlo, a 20 cm da fonte</u>	<u>51</u>
<u>Figura 6.10 - Comparação dos resultados experimentais e de Monte Carlo, a 30 cm da fonte</u>	<u>51</u>
<u>Figura 6.11 – comparação dos resultados experimentais e de Monte Carlo, a 40 cm da fonte</u>	<u>52</u>
<u>Figura 6.12 - Vista lateral do irradiador; a amarelo representa-se a localização considerada da fonte</u>	<u>53</u>
<u>Figura 6.13 - Invólucro de PMMA contendo a fonte</u>	<u>53</u>
<u>Figura 6.14 - Nova posição do Césio, mais próxima da abertura do irradiador</u>	<u>53</u>
<u>Figura 6.15 - Nova posição do Césio, na cápsula de PMMA</u>	<u>53</u>
<u>Figura 6.16 - Comparação de perfis de campo de modo a ver a influência da mudança de posição da fonte</u>	<u>54</u>
<u>Figura 6.17 - Câmara 23361 e irradiador - vista superior</u>	<u>57</u>

<u>Figura 6.18 - Câmara 23361 e irradiador - vista lateral</u>	<u>57</u>
<u>Figura 6.19 - Resultados experimentais e de Monte Carlo para a dosimetria com a câmara 23361</u>	<u>58</u>
<u>Figura 6.20 - Câmara 32002 e irradiador - vista superior</u>	<u>59</u>
<u>Figura 6.21 - Câmara 32002 e irradiador - vista lateral</u>	<u>59</u>
<u>Figura 6.22 - Resultados experimentais e de Monte Carlo para a dosimetria com a câmara 32002</u>	<u>60</u>
<u>Figura 6.23 – Resultados obtidos por Monte Carlo para a situação em que se tem uma parede de densidade 2,3 g.cm-3 por trás do detector e a situação em que não se tem parede</u>	<u>62</u>
<u>Figura 6.24 – Resultados obtidos por Monte Carlo para a situação em que se tem uma parede de densidade 1,5 g.cm-3 por trás do detector e a situação em que não se tem parede</u>	<u>63</u>
<u>Figura 6.25 - Comparação entre as duas diferentes densidades para a parede</u>	<u>64</u>
<u>Figura 6.26 - Exemplo da utilidade do tubo num trabalho de verificação metrológica dum monitor de área fixo</u>	<u>65</u>
<u>Figura 6.27 - Irradiador e tubo</u>	<u>66</u>
<u>Figura 6.28 - Irradiador, tubo e câmara (a uma distância de 20 cm)</u>	<u>66</u>
<u>Figura 6.29- Visualização completa do irradiador e do tubo</u>	<u>66</u>
<u>Figura 6.30 – Equivalente de dose ambiente obtido experimentalmente para a dosimetria com a câmara 23361 e com a presença do tubo de Alumínio <b>Erro! Marcador não definido.</b></u>	
<u>Figura 6.31 – Equivalente de dose ambiente obtido por simulação em Monte Carlo para a dosimetria com a câmara 23361 e com a presença do tubo de Alumínio <b>Erro! Marcador não definido.</b></u>	
<u>Figura 6.32 - Esquema representativo da interferência do tubo com a câmara 23361</u>	<u>67</u>
<u>Figura 6.33 – Irradiador, tubo e câmara de ionização (a 20 cm da fonte)</u>	<u>68</u>
<u>Figura 6.34 - Irradiador, tubo e câmara de ionização (a 100 cm)</u>	<u>68</u>

<u>Figura 6.35 - Irradiador, tubo e câmara de ionização (a 110 cm)</u>	<u>68</u>
<u>Figura 6.36 - Irradiador, tubo e câmara de ionização (a 170 cm)</u>	<u>68</u>
<u>Figura 6.37 – Equivalente de dose ambiente obtido experimentalmente para a dosimetria com a câmara 32002 e com a presença do tubo de Alumínio</u> <u><b>Erro! Marcador não definido.</b></u>	
<u>Figura 6.38 – Equivalente de dose ambiente obtido por simulação em Monte Carlo para a dosimetria com a câmara 32002 e com a presença do tubo de Alumínio</u> <u><b>Erro! Marcador não definido.</b></u>	
<u>Figura 6.39 – Esquema representativo da interferência do tubo com a câmara 32002</u>	<u>70</u>
<u>Figura 7.1 - Primeira medição efectuada na sala de comandos do RPI</u>	<u>73</u>
<u>Figura 7.2 - Segunda medição efectuada numa sala contígua ao RPI</u>	<u>74</u>
<u>Figura A.1 – Espectro de emissão gama do <sup>137</sup>Cs</u>	<u>81</u>
<u>Figura E.1 - Vista lateral, em corte, do corpo do irradiador, a vermelho está representada a fonte de Césio</u>	<u>86</u>
<u>Figura E.2 - Vista superior do corpo do irradiador</u>	<u>86</u>
<u>Figura E.3 - Vista inferior do corpo do irradiador</u>	<u>86</u>
<u>Figura E.4 - Vista lateral da tampa do lado da frente do irradiador</u>	<u>87</u>
<u>Figura E.5 - Vista superior da tampa do lado da frente do irradiador</u>	<u>87</u>
<u>Figura E.6 - Vista inferior da tampa do lado da frente do irradiador</u>	<u>87</u>
<u>Figura E.7 - Vista lateral da tampa do lado de trás do irradiador</u>	<u>88</u>
<u>Figura E.8 - Vista superior da tampa do lado de trás do irradiador</u>	<u>88</u>
<u>Figura E.9 - Vista inferior da tampa do lado de trás do irradiador</u>	<u>88</u>

# ÍNDICE DE QUADROS

<u>Tabela 2.1 - Factores de ponderação para diferentes tipos de radiação (6)</u>	<u>10</u>
<u>Tabela 2.2 - Factores de ponderação da radiação para diversos órgãos ou tecidos (6)</u>	<u>11</u>
<u>Tabela 3.1 - Limites de dose para exposições ocupacionais e do público (6) (7)</u>	<u>16</u>
<u>Tabela 5.1 - Valores de dose absorvida medidos com a fonte em aberto</u>	<u>33</u>
<u>Tabela 5.2 – Buildup-factors para o chumbo</u>	<u>35</u>
<u>Tabela 5.3 – Medidas à volta do irradiador (média <math>\pm</math> desvio padrão)</u>	<u>42</u>
<u>Tabela 5.4 - Tabela correspondente à figura anterior - valores das curvas de ajuste</u>	<u>42</u>
<u>Tabela 5.5 – Valores medidos lateralmente ao irradiador, a 10 cm da fonte</u>	<u>43</u>
<u>Tabela 6.1 – Comparação entre as larguras a meia altura dos perfis obtidos por simulação e obtidos experimentalmente</u>	<u>52</u>
<u>Tabela 6.2 – Valores de kerma-no-ar obtidos por simulação para a configuração inicial e para a fonte deslocada</u>	<u>54</u>
<u>Tabela 6.3 - Tabela correspondente à figura anterior - valor das curvas de ajuste</u>	<u>58</u>
<u>Tabela 6.4 – Tabela de incertezas para <math>H^*(10)</math> a 100 cm da fonte – câmara 23361</u>	<u>59</u>
<u>Tabela 6.5 - Tabela correspondente à figura anterior - valor das curvas de ajuste</u>	<u>60</u>
<u>Tabela 6.6 – Tabela de incerteza para <math>H^*(10)</math> a 100 cm da fonte – câmara 32002</u>	<u>61</u>
<u>Tabela 6.7 - Composição atómica usada nos ficheiros de entrada (13)</u>	<u>61</u>
<u>Tabela 6.8 – Valores de referência para a dosimetria com o tubo de Alumínio e para cada uma das duas câmaras</u>	<u>71</u>
<u>Tabela 6.9 – Percentagem que deve ser acrescentada ao valor lido caso exista uma parede por trás do detector</u>	<u>72</u>
<u>Tabela B.1 – Dose Buildup-factors para uma fonte isotrópica (5)</u>	<u>82</u>

<u>Tabela C.1 – Condições de referência e condições de testes standard para parâmetros radiológicos (8)</u>	<u>83</u>
<u>Tabela D.1 - Limites por artigo e por pacote</u>	<u>84</u>
<u>Tabela F.1 – Valores experimentais dos perfis de campo horizontais e respectivas incertezas</u>	<u>90</u>
<u>Tabela F.2 – Valores experimentais dos perfis de campo verticais e respectivas incertezas</u>	<u>91</u>
<u>Tabela F.3 – Valores experimentais da dosimetria e respectivas incertezas</u>	<u>93</u>

# ACRÓNIMOS

ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission for Radiological Units</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
ITN	Instituto Tecnológico e Linear
LMRI	Laboratório de Metrologia da Radiações Ionizantes
PMMA	<i>Poly(methyl methacrylate)</i>
RPI	Reactor Português de Investigação



# 1. INTRODUÇÃO

As radiações ionizantes têm sido utilizadas, desde a descoberta dos raios X, na indústria e na medicina, nomeadamente na radiologia, radioterapia e medicina nuclear. No entanto o seu uso de não é livre de riscos. Assim os riscos e os benefícios devem ser sempre ponderados e apenas deve ser usada se for considerado que o benefício compensa o risco, tentando ao máximo minimizar os riscos.

Nos locais onde é utilizada radiação deve haver um controlo das doses a que as pessoas, trabalhadores ou pacientes, estão expostos. Em relação à exposição médica de pacientes não existe um limite definido, uma vez que, neste caso, o risco da exposição à radiação é ultrapassado pelos benefícios esperados da exposição. Segundo a regulamentação da ICRP e o Decreto-Lei 222/2008 de 17 de Novembro, o limite de dose efectiva para um trabalhador profissionalmente exposto é 100 mSv sobre um período de 5 anos, não podendo exceder os 50 mSv num único ano. Para efeitos de protecção contra as radiações deve ser realizada a monitorização nos locais de trabalho onde a exposição à radiação possa levar os trabalhadores a receberem uma dose acima de 1 mSv/ano. Estas monitorizações são feitas através de monitores de área que medem continuamente os níveis de radiação, estando estes monitores geralmente fixos na parede. Como qualquer instrumento de medida, estes monitores necessitam de ser sujeitos a verificações metrológicas, efectuadas por laboratórios de metrologia das radiações ionizantes, de modo a avaliar se os resultados das suas medidas satisfazem os critérios de aceitação estabelecidos pela norma IEC 60532.

O objectivo deste trabalho é projectar, construir e caracterizar um irradiador portátil, contendo uma fonte radioactiva, que permita efectuar verificações metrológicas em monitores fixos de área. Este tipo de monitor é usado em hospitais, centros de medicina nuclear, centros de radioterapia e também em algumas áreas do sector industrial. A fonte escolhida é uma fonte de  $^{137}\text{Cs}$  por ser a radiação de referência para verificações metrológicas em monitores fixos de área, segundo a norma IEC 60532.

Este trabalho está organizado em 8 capítulos. Além deste primeiro capítulo de introdução tem-se o capítulo 2 – Fundamentos Teóricos, onde se discutem os conceitos ligados com a



radiação, a interacção da radiação com a matéria, os efeitos das radiações ionizantes e explicam-se as principais grandezas físicas e de protecção radiológica usadas no trabalho.

No capítulo 3 – Protecção Radiológica expõem-se os princípios da protecção radiológica, os métodos de protecção contra a radiação, os tipos e categorias de exposição, os limites de dose e as grandezas operacionais. Este capítulo termina, com uma breve abordagem dos monitores de área mais usuais.

No capítulo 4 – Materiais e métodos começa-se por fazer referência a algumas normas importantes para este trabalho, nomeadamente a norma que define os métodos de calibração de monitores de área e a que define os tipos de radiação de referência para teste em monitores de área. Seguidamente, caracteriza-se a fonte usada neste trabalho. Referem-se os materiais usados no laboratório para fazer as medições e menciona-se o Método de simulação de Monte Carlo, usado para estudar situações não foi possível estudar experimentalmente.

No capítulo 5 – Projecto do irradiador, apresentaram-se medições de dose com a fonte no ar, para conhecer a sua actividade. De seguida efectuaram-se cálculos para se saber a quantidade de chumbo que deve ser usada na construção do irradiador, tendo em conta o peso do irradiador e o efeito da blindagem da radiação. Apresenta-se a geometria escolhida para o irradiador e por fim realizaram-se medições de dose com a fonte no interior do irradiador.

No capítulo 6 – Resultados e discussão, apresentaram-se os perfis de campo determinados experimentalmente e obtidos por simulação de Monte Carlo. Utilizou-se a simulação para avaliar a influência da variação de posição da fonte de  $^{137}\text{Cs}$  dentro do invólucro que a contém. Fez-se a dosimetria do irradiador, experimental e por simulação de Monte Carlo de modo a caracterizar o irradiador em termos equivalente de dose ambiente. Estudou-se a influência de um tubo de alumínio adaptado à face lateral do irradiador e estudou-se também a influência de uma parede por trás da câmara de ionização. Esta situação apenas foi estudada por simulação.

No capítulo 7 – Testes em monitores fixos de área do RPI descreveram-se testes em dois monitores fixos de área, de modo a avaliar se os resultados produzidos pelo irradiador estão dentro do esperado.

O capítulo 8 – Conclusão compreende as considerações finais do trabalho.

## 2.FUNDAMENTOS TEÓRICOS

O  $^{137}\text{Cs}$  é um isótopo radioactivo do Césio que tem um período de semi-desintegração de 30,05 anos. Em 94,4% dos casos decai por emissão  $\beta^-$  para um isómero metaestável do  $^{137}\text{Ba}$ , o  $^{137m}\text{Ba}$ , que seguidamente decai para o estado fundamental do  $^{137}\text{Ba}$ , emitindo um fóton  $\gamma$  com uma energia de 661,662 keV. Nos restantes 5,6% dos casos o  $^{137}\text{Cs}$  decai directamente por emissão  $\beta^-$  para o estado fundamental do  $^{137}\text{Ba}$ . (1)

Para melhor interpretar o que sucede ao campo de radiação proveniente do  $^{137}\text{Cs}$  é necessário conhecer os mecanismos de interacção da radiação com a matéria. Neste capítulo estuda-se o que irá acontecer aos fótons emitidos, nomeadamente as interacções destes com a matéria e as atenuações que irão sofrer.

Na parte final deste capítulo serão estudadas algumas grandezas relacionadas com os efeitos da radiação, nomeadamente grandezas físicas e as grandezas da protecção.

### 2.1 INTERACÇÃO DOS FÓTONS COM A MATÉRIA

A interacção dos fótons com a matéria não tem as mesmas características que a das partículas carregadas. Estas são sujeitas a interacções de natureza electrostática que as fazem perder energia de modo quase contínuo. Os fótons, por serem partículas electricamente neutras, perdem energia de forma diferente à medida que penetram na matéria. A distância que um fóton percorre até interagir é definida pela probabilidade de interacção por unidade de distância percorrida, probabilidade essa que depende do meio a atravessar e da energia do fóton.

Os principais mecanismos pelos quais um feixe de fótons interfere com um meio material são os seguintes:

- Efeito fotoeléctrico
- Dispersão incoerente de Compton
- Dispersão coerente ou de Rayleigh
- Produção de pares

Estes mecanismos possibilitam a transferência de energia do fóton para um electrão ou átomo do meio incidente. A partir do momento em que o electrão é posto em movimento vai depositar energia ao longo do seu percurso, através de choques com outras partículas.

(2)

Tendo em conta as energias dos fótons emitidos pela fonte de  $^{137}\text{Cs}$ , neste capítulo estudam-se apenas o efeito fotoeléctrico, dispersão incoerente de Compton e dispersão coerente de Rayleigh. Os fótons emitidos pela fonte vão interagir por um destes processos. A probabilidade de interagir por cada um deles é definida pela secção eficaz de cada processo.

### 2.1.1 Efeito fotoeléctrico

O efeito fotoeléctrico é o efeito mais importante para baixas energias.

O fóton ao incidir no átomo transfere toda a sua energia para um electrão orbital provocando assim a sua ejeção, isto é, a ionização do átomo. No entanto, para que esta transferência ocorra é necessário que a energia do fóton incidente seja maior que a energia de ligação da orbital onde o electrão se encontra. O excesso de energia se transforma-se em energia cinética do electrão.

A energia cinética do electrão,  $E_e$ , é dada por:

$$E_e = h\nu - E_{\text{ligação}}$$

Em que  $h\nu$  é a energia do fóton incidente e  $E_{\text{ligação}}$  é a energia de ligação do electrão.

Para energias superiores à energia de ligação da camada K de um átomo, a secção eficaz do efeito fotoeléctrico é dada, aproximadamente, por:

$$\sigma_p^a \approx \sqrt{2} \frac{32\pi r_e^2 \alpha^4}{3} \left( \frac{3m_0 c^2}{h\nu_0} \right)^m Z^n$$

Onde  $\alpha = \frac{1}{137}$  corresponde à constante de estrutura fina,  $r_e$  e  $m_0$  correspondem ao raio e massa do electrão e  $Z$  é o número atómico do material. O expoente  $n$  varia entre 4 ( $h\nu_0 < 100$  keV) e 4,6 ( $h\nu_0 > 500$  keV). O expoente  $m$  varia entre 3 ( $h\nu_0 < 100$  keV) e 1 ( $h\nu_0 > 500$  keV). Quando  $h\nu_0 < 100$  keV o efeito fotoeléctrico é importante para energias superiores à energia de ligação dos electrões atómicos e a secção eficaz varia aproximadamente com  $Z^4$  e  $h\nu_0^{-3}$ . (3)

### 2.1.2 Dispersão incoerente de Compton

Neste processo, um fóton de energia  $h\nu$  interage com um electrão do meio material, com uma energia de ligação muito menor que a do fóton, podendo ser considerado um electrão livre, transferindo-lhe parte da sua energia. A energia restante surge sob a forma de um fóton secundário,  $h\nu'$ . O fóton secundário é emitido segundo um ângulo  $\varphi$  e o electrão ejectado segundo um ângulo  $\theta$ . A energia cinética do electrão,  $E_c$ , após a colisão é dada por:

$$E_c = h\nu - h\nu'$$

A lei da conservação do momento, segundo a direcção do fóton incidente ( $0^\circ$ ) é dada por:

$$h\nu = h\nu' \cos(\varphi) + pc \cos(\theta)$$

em que  $p$  é o momento linear do fóton e  $c$  a velocidade da luz no vazio.

A energia de dispersão do fóton, com um ângulo  $\varphi$ , é dada por:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \left(\frac{h\nu}{m_0 c^2}\right) (1 - \cos \varphi)}$$

em que  $m_0$  é a massa em repouso do electrão.

O ângulo de dispersão do electrão é dado por:

$$\cot \theta = \left(1 + \frac{h\nu}{m_0 c^2}\right) \tan\left(\frac{\varphi}{2}\right)$$

A secção eficaz de Klein-Nishina para o efeito de Compton, definida por electrão, é dada por

$$\sigma_c^e = 2\pi r_0^2 \left\{ \frac{1 + \alpha}{\alpha^2} \left[ \frac{2(1 + \alpha)}{1 + 2\alpha} - \frac{\ln(1 + 2\alpha)}{2\alpha} \right] + \frac{\ln(1 + 2\alpha)}{2\alpha} - \frac{1 + 3\alpha}{(1 + 2\alpha)^2} \right\}$$

$$\alpha = \frac{h\nu}{m_0 c^2}$$

A secção eficaz atómica de Klein-Nishina,  $\sigma_c^a = Z \times \sigma_c^e$  (cm<sup>2</sup>/átomo) é proporcional ao número atómico  $Z$  do material, desde que assumamos que o electrão está livre. Este efeito, para a água é preponderante entre 0,03 MeV e 10 MeV. (4)

### 2.1.3 Dispersão coerente ou de Rayleigh

A dispersão coerente ou de Rayleigh é uma colisão elástica de um fotão com um átomo. O fotão, ao chocar com os electrões do átomo é disperso com a mesma energia com que incidiu no átomo, não havendo transferência de energia cinética para o electrão. Este processo tem maior importância para baixas energias e para materiais com número atómico elevado.

A secção eficaz diferencial,  $\sigma_R$ , num ângulo sólido,  $d\Omega$ , é dada por:

$$\frac{d\sigma_r^a}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} (1 + \cos^2 \theta) [F(q, Z)]^2$$

em que  $r_e$  é o raio clássico do electrão e  $q = 2k \sin \frac{\theta}{2}$ , sendo  $k = \frac{h\nu}{c}$  o momento transferido que corresponde a  $\theta$ , o ângulo de dispersão do fotão incidente relativamente à sua direcção inicial e  $F(q, Z)$  é o factor de forma atómico. (2)

### 2.1.4 Coeficientes de atenuação

Cada fotão interage apenas por um dos mecanismos referidos no ponto anterior deste capítulo, no entanto no mesmo feixe podem ocorrer vários tipos de interacção. Uma vez que as secções eficazes das diferentes interacções são independentes, então a secção eficaz total das interacções dos fotões com o meio obtém-se somando as secções eficazes de cada um dos efeitos.

Se o número de átomos por  $\text{cm}^3$  do meio for  $N$ , o coeficiente linear de atenuação,  $\mu$ , é dado por,

$$\mu = N(\sigma_p^a + \sigma_C^a + \sigma_r^a)$$

Sendo  $\sigma_p^a$ ,  $\sigma_C^a$  e  $\sigma_r^a$  respectivamente as secções eficazes do efeito fotoeléctrico, dispersão de Compton e dispersão de Rayleigh. Ou seja,

$$\mu = N \times \sigma_{total}$$

Muitas vezes utiliza-se o coeficiente mássico de atenuação,  $\mu'$ , definido por,

$$\mu' = \frac{\mu}{\rho}$$

em que  $\rho$  é a densidade do material.

Um feixe de fotões, ao interagir com um material vai ver a sua intensidade reduzida, sofrendo uma atenuação exponencial. Sendo  $I_0$  a intensidade inicial e  $L$  a espessura de material atravessada, a intensidade final é dada por:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu L}$$

em que  $\mu$  corresponde ao coeficiente linear de atenuação e representa a probabilidade de um fóton interagir com o material, por unidade de comprimento. Este coeficiente depende da energia dos fotões e do material que é atravessado. (5)

## 2.2 EFEITOS DAS RADIAÇÕES IONIZANTES

A radiação ionizante, tal como o próprio nome indica, provoca ionizações nos tecidos em que incide, podendo ter efeitos prejudiciais para a saúde.

Os efeitos das radiações ionizantes podem ser classificados em efeitos determinísticos e em efeitos estocásticos consoante o efeito surja sempre que se ultrapasse um certo limite de dose ou apenas possa vir, ou não, a aparecer no futuro.

Os efeitos determinísticos só são observados quando as doses de radiação ultrapassam um certo limiar. Uma vez atingido esse limiar, o número de ocorrências e a sua gravidade aumenta com a dose. Estes efeitos podem ir desde dor de cabeça, náuseas e queimaduras até à morte e surgem geralmente num período de tempo curto após a exposição.

Para que os efeitos estocásticos surjam não é necessário ultrapassar nenhum limiar de dose e aparecem de forma aleatória nos indivíduos expostos, após um certo período de tempo desde a exposição à radiação ionizante. A probabilidade de se manifestarem aumenta com a dose. Cancro, aumento da taxa de mutações de aberrações cromossómicas e de deficiências congénitas representam alguns efeitos estocásticos da radiação.

A protecção radiológica tem como objectivo evitar os efeitos determinísticos e reduzir o aparecimento de efeitos estocásticos. A ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) e ICRU (*International Commission of Radiological Units*) definem grandezas usadas para avaliar as doses de exposição à radiação e definem também os limites impostos para os trabalhadores e para o público. (6)

## 2.3 GRANDEZAS FÍSICAS

As grandezas físicas são as grandezas usadas para caracterizar o campo de radiação. São elas a fluência, o kerma e a dose absorvida. Estas grandezas por si só não permitem avaliar o risco das exposições porque os efeitos das radiações não dependem apenas da dose absorvida mas também do tipo de radiação, da sensibilidade de cada órgão ou tecido em que a radiação incide e da deposição de energia ao longo do tempo.

### 2.3.1 Fluência

A fluência é baseada no conceito do número de partículas que atravessam a secção transversa de uma pequena esfera.

A fluência,  $\Phi$ , é o quociente entre  $dN$  e  $da$ , onde  $dN$  é o número de partículas incidentes na pequena esfera de área transversa  $da$ , durante um certo intervalo de tempo.

$$\Phi = \frac{dN}{da}$$

Pode também representar-se o débito de fluência,  $\dot{\Phi}$ , que corresponde à fluência por unidade de tempo. (6)

$$\dot{\Phi} = \frac{d}{dt} \frac{dN}{da}$$

### 2.3.2 Kerma

A transferência de energia para a matéria por partículas sem carga, como fótons e neutrões, é realizada através da libertação e desaceleração de partículas secundárias carregadas na matéria. Isto leva à definição da grandeza kerma (*kinetic energy released in material*). O kerma é o quociente entre  $dE_{tr}$  e  $dm$  em que  $dE_{tr}$  é a soma das energias cinéticas iniciais das partículas ionizantes carregadas libertadas por todas as partículas ionizantes sem carga na massa  $dm$  de um dado material.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

A unidade SI desta grandeza é o joule por kilograma (J/kg) e o seu nome especial é o gray (Gy).

O kerma é uma grandeza não estocástica e pode ser dividido em duas componentes, consoante a via pela qual a energia é dissipada. O kerma de colisão,  $K_c$ , quantifica a energia dissipada pelos electrões ao colidirem com outros electrões através de ionizações e excitações durante o seu percurso. O kerma radiativo,  $K_r$ , refere-se à radiação de Bremsstrahlung emitida pelos electrões à medida que vão sendo desacelerados no meio.

$$K = K_c + K_r$$

### 2.3.3 Dose absorvida

Em biologia das radiações, radiologia clínica ou radioprotecção define-se a grandeza física dose absorvida,  $D$ . É usada para todos os tipos de radiação ionizante e todas as geometrias de irradiação.

A dose absorvida é definida pelo quociente entre  $d\bar{\epsilon}$  e  $dm$  em que  $d\bar{\epsilon}$  é a média da energia transmitida para a matéria de massa  $dm$ .

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

A unidade SI desta grandeza é o joule por kilograma (J/kg), sendo normalmente usado o nome especial gray (Gy). A antiga unidade desta grandeza era o rad ( $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$ ).

Enquanto o valor de kerma depende exclusivamente das interacções no material de massa  $dm$ , o valor da dose absorvida depende também das partículas secundárias carregadas que são liberadas no meio do elemento de massa  $dm$ . A dose absorvida não reflecte as flutuações aleatórias das interacções no tecido. Embora seja definida em qualquer ponto da matéria, o seu valor é obtido como uma média ao longo de  $dm$ . (6)

Se existir equilíbrio de partículas carregadas e a contribuição do kerma radiativo para o kerma for desprezável, pode dizer-se que a dose absorvida é igual ao kerma de colisão.

$$D = K$$

O equilíbrio de partículas carregadas acontece quando, num dado volume, em média, por cada partícula carregada de um dado tipo de energia que sai do volume considerado, entra outro tipo de partícula carregada com a mesma energia.

No caso da radiação de  $^{137}\text{Cs}$ , pode fazer-se esta aproximação.



## 2.4 GRANDEZAS DE PROTECÇÃO

As grandezas de protecção são utilizadas para estabelecer os limites de dose, de modo a que os efeitos estocásticos surjam em menor número e os determinísticos não surjam. As grandezas de protecção não são directamente mensuráveis. No entanto pode-se calcular o seu valor desde que se conheçam as condições de irradiação. As grandezas estudadas neste capítulo são a dose equivalente e a dose efectiva.

### 2.4.1 Dose equivalente

A dose equivalente num órgão ou tecido,  $H_T$ , é definida por

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

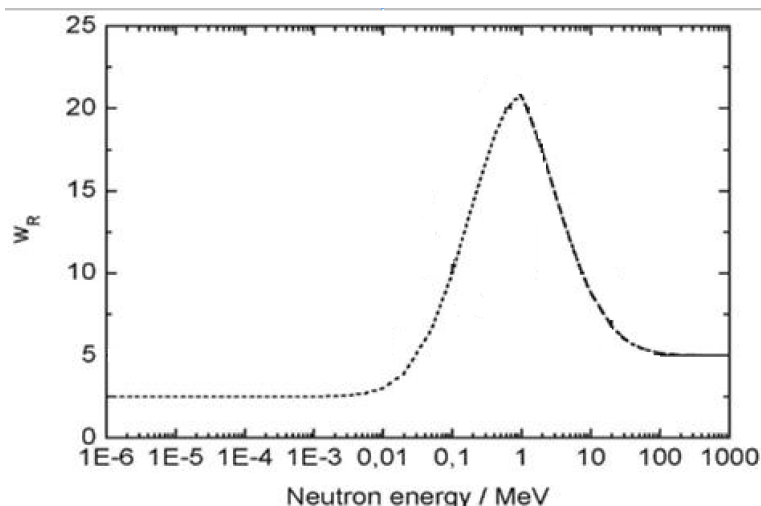
em que  $w_R$  é o factor de ponderação da radiação R e  $D_{T,R}$  é a média da dose absorvida num volume específico dum órgão ou tecido, T, devido à radiação do tipo R. A soma é feita sobre todos os tipos de radiações envolvidas. A unidade de dose equivalente é o joule por kilograma (J/kg) e usa-se o nome especial de sievert (Sv).

Os valores de  $w_R$  são principalmente baseados em dados experimentais da efectividade biológica relativa de vários tipos de radiação em doses baixas.

Na tabela seguinte estão apresentados os diversos factores de ponderação da radiação para os vários tipos de radiação, adoptados pelo ICRP 103.

**TABELA 2.1 - FACTORES DE PONDERAÇÃO PARA DIFERENTES TIPOS DE RADIAÇÃO (6)**

<b>Tipo de radiação</b>	<b>Factor de ponderação da radiação, <math>w_R</math></b>
Fotões	1
Electrões e muões	1
Neutrões	Curva continua em função da energia
Protões e piões carregados	2
Partículas $\alpha$ , fragmentos de cisão e núcleos pesados	20


 FIGURA 2.1 –  $w_R$  PARA NEUTRÕES (ICRP 103)

### 2.4.2 Dose efectiva

A dose efectiva é dada por:

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} = \sum_T w_T H_T$$

Em que  $w_T$  é o factor de ponderação do órgão ou tecido T e  $\sum_T w_T = 1$ . A soma é feita tendo em conta as contribuições dos vários órgãos ou tecidos, sendo o total das contribuições igual a um. Assim, apenas faz sentido este cálculo quando todo o corpo é uniformemente irradiado.

Os factores de ponderação para cada tecido ou órgão,  $w_t$ , apresentam-se na tabela seguinte.

TABELA 2.2 - FACTORES DE PONDERAÇÃO DA RADIAÇÃO PARA DIVERSOS ÓRGÃOS OU TECIDOS (6)

Órgão/Tecido	Nº de tecidos	$w_T$	Contribuição total
Pulmão, estômago, cólon, medula óssea, mama, restante	6	0,12	0,72
Gónadas	1	0,08	0,08
Tiróide, esófago, bexiga, fígado	4	0,04	0,16
Superfície óssea, pele, cérebro, glândulas salivares	4	0,01	0,04



### 3. PROTECÇÃO RADIOLÓGICA

Neste capítulo explicitam-se os princípios pelos quais se rege a protecção radiológica, diferenciam-se os tipos e categorias de exposição e indicam-se os limites de dose aplicados às diversas situações. Para a realização deste trabalho é importante ter em conta algumas medidas de protecção contra a radiação de modo a limitar a dose recebida pelos trabalhadores, proveniente da fonte de  $^{137}\text{Cs}$ . Assim, neste capítulo, referem-se as várias maneiras de reduzir a dose a que um trabalhador está exposto.

Existem vários tipos de detectores de radiação. A parte final deste capítulo trata dois tipos mais usados na monitorização de área que são os detectores gasosos e os detectores semi-condutores.

#### 3.1 PRINCÍPIOS DA PROTECÇÃO RADIOLÓGICA

A protecção radiológica baseia-se em três princípios fundamentais. São eles o princípio da justificação, o princípio da optimização e o princípio da limitação de doses.

O princípio da justificação diz que qualquer decisão que altere a exposição à radiação deve fazer mais bem que mal. Isto é, qualquer prática envolvendo radiação ionizante, ou irradiação de pessoas com radiação ionizante, deve ser justificada em relação a outras alternativas e produzir um benefício positivo para a sociedade, ou seja, o benefício em si deve superar qualquer possível dano associado ao emprego da radiação ionizante.

O princípio da optimização diz que o risco de ocorrerem exposições, o número de pessoas expostas e a magnitude das doses individuais devem ser todos mantidos tão baixos quanto razoavelmente possível, tendo em conta factores económicos e sociais. Este princípio tem como base o conceito ALARA - *as low as reasonably achievable*.

Estes dois primeiros princípios estão relacionados com a fonte e aplicam-se em todas as situações de exposição.

O princípio da limitação de dose diz que a dose total para qualquer pessoa a partir de fontes reguladas em situações de exposição planeada, para além da exposição médica de pacientes não deve exceder os limites recomendados.

Os limites de dose regulamentados são determinados pela legislação nacional, tendo em conta as recomendações internacionais, e são aplicáveis aos trabalhadores e aos membros do público em situações de exposição planeada. Este último princípio está relacionado com o indivíduo e aplica-se em situações de exposições planeadas. (6)

## 3.2 PROTECÇÃO CONTRA A RADIAÇÃO EXTERNA

Para reduzir a dose a que os trabalhadores estão exposto existem 3 maneiras. São elas, aumentar a distância à fonte, reduzir o tempo de exposição ou inserir elementos de blindagem entre a fonte e os trabalhadores.

O aumento da distância é frequentemente empregue de forma simples e eficaz uma vez que a dose varia na razão inversa do quadrado da distância. Por exemplo, usam-se pinças para manusear fontes radioactivas, a fim de minimizar a dose para as mãos e para o resto do corpo.

A limitação significativa da duração da exposição nem sempre é viável, porque normalmente é necessário um certo período de tempo para realizar uma determinada tarefa.

A blindagem fornece uma maneira mais confiável de limitar a exposição pessoal, limitando o débito de dose. Teoricamente, a blindagem deve ser usada para reduzir os débitos de dose para os níveis desejados. Na prática, porém, a quantidade de blindagem utilizada dependerá de um equilíbrio entre as necessidades práticas, tais como custos e benefícios esperados.

### 3.2.1 Blindagem

A intensidade relativa  $I/I_0$  de fótons monoenergéticos transmitidos sem interacção, através de uma blindagem de espessura  $x$ , é dada por:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

em que  $\mu$  é o coeficiente linear de atenuação, tal como já se tinha visto no capítulo referente aos coeficientes de atenuação. Esta expressão é válida para feixes colimados.

Nos casos em que o feixe incidente é amplo, então a intensidade medida será maior do que a descrita pela equação anterior, porque os fótons dispersos também serão detectados. Tais condições são geralmente aplicáveis a blindagens necessárias para a protecção de fontes de

raios gama. O aumento da intensidade dos fotões transmitidos pode ser tomado em conta por:

$$I = BI_0e^{-\mu x}$$

Em que  $B$  é chamado *Buildup-factor* ( $B \geq 1$ ). Para um dado material de blindagem, espessura, energia dos fotões e geometria da fonte,  $B$  pode ser obtido por cálculos ou medidas.

Existem tabelas que fornecem *Buildup-factors* para vários elementos usados como blindagem, para fotões monoenergéticos provenientes de uma fonte pontual isotrópica. A espessura de blindagem para a qual a intensidade de um feixe colimado de fotões é reduzida para  $1/e$  do seu valor original é chamada de comprimento de relaxação. Um comprimento de relaxação, portanto, é numericamente igual a  $1/\mu$ , o livre caminho médio. Nas tabelas de *Buildup-factors*, o factor  $B$  varia com o número de comprimentos de relaxação,  $\mu x$ .

Uma vez que a grandeza que se vai caracterizar é uma dose, usam-se os valores tabelados para Dose *Buildup-factors* (Anexo B) e a equação anterior pode ser utilizada para calcular a espessura de blindagem necessária para reduzir a dose dos raios gama de um valor  $I_0$  para  $I$ . Uma vez que o factor de atenuação exponencial e o *Buildup-factor* dependem ambos de  $x$ , que é inicialmente desconhecido, a espessura adequada para um determinado problema tem que ser encontrada mediante sucessivas aproximações, até que a equação anterior seja satisfeita. (5)

### 3.3 TIPOS DE EXPOSIÇÃO

Existem três tipos de exposição, de modo a que sejam abordadas todas as situações possíveis.

Existem situações de exposição planeada, que são situações que envolvem a introdução deliberada e a operação com fontes radioactivas. As situações de exposição planeada tanto podem ter origem em exposições cuja ocorrência é esperada como em exposições que não se esperava que ocorressem.

As situações de exposição de emergência são situações que podem ocorrer durante a operação numa situação planeada, derivadas de algum acto malicioso ou de qualquer outra situação

inesperada, e requerem uma acção urgente, a fim de evitar ou reduzir consequências indesejáveis.

Por fim existem situações de exposição permanente que correspondem a situações que já existem quando têm que ser tomadas decisões de controlo, incluindo situações prolongadas de exposição depois de emergências. (6)

### 3.4 LIMITES DE DOSE

Os limites de dose aplicam-se apenas nas exposições planeadas, mas não nas exposições médicas de pacientes.

Os limites de dose efectiva recomendados correspondem à soma das doses devido a exposições externas e doses derivadas a exposições internas devido à ingestão de radionuclídeos.

Estes limites não se aplicam a situações de exposições de emergência, onde um indivíduo, informado dos riscos, está voluntariamente envolvido em acções de salvamento ou tentativa de prevenir uma situação catastrófica.

Na tabela seguinte estão indicados os limites recomendados em situações de exposições planeadas, segundo os Artigos 4º e 5º do Decreto-Lei 222/2008 de 17 de Novembro e o ICRP 103. (6) (7)

**TABELA 3.1 - LIMITES DE DOSE PARA EXPOSIÇÕES OCUPACIONAIS E DO PÚBLICO (6) (7)**

<b>Tipo de limite</b>	<b>Ocupacional</b>	<b>Público</b>
Dose efectiva	20 mSv/ano, valor médio sobre períodos definidos de 5 anos, não podendo exceder os 50 mSv num único ano	1 mSv num ano
<i>Equivalente de dose anual em:</i>		
Lentes do olho	150 mSv	15 mSv
Pele	500 mSv	50 mSv
Mãos e pés	500 mSv	-

No decorrer deste trabalho, o limite de dose a ter em conta é o correspondente à dose efectiva para uma exposição ocupacional, ou seja um valor médio de 20 mSv/ano sobre um período de 5 anos.

### 3.5 CATEGORIAS DE EXPOSIÇÃO

Faz-se a distinção entre três categorias de exposição: exposição ocupacional, exposição do público e exposição médica de pacientes.

A exposição ocupacional corresponde a todas as exposições dos trabalhadores, decorrentes do seu trabalho. A monitorização das exposições ocupacionais é feita mediante o uso de dosímetros individuais, que medem o equivalente de dose individual, a partir do qual se estima a dose efectiva. (6)

Os locais de trabalho são classificados em zonas controladas ou zonas vigiadas, segundo o número 3, do Artigo 12º, do Decreto-Lei 222/2008 de 17 de Novembro. As zonas controladas são zonas em que os trabalhadores podem estar expostos durante um ano a mais de três décimas de um dos limites fixados no mesmo Decreto-Lei, e que se encontram indicados no ponto anterior deste trabalho. As zonas vigiadas são zonas em que os trabalhadores podem estar expostos durante um ano a mais que uma décima dos limites legais mas que não ultrapasse as três décimas. (7)

A exposição médica de pacientes ocorre em procedimentos de diagnóstico, procedimentos interventivos ou procedimentos terapêuticos. As práticas radiológicas em medicina requerem um tratamento diferente de outras exposições planeadas. Neste caso a exposição é intencional e para directo benefício do paciente. Particularmente em radioterapia, os efeitos biológicos de altas doses de radiação são usados para benefício do paciente para tratar cancro ou outras doenças. (6)

A exposição ao público corresponde a todas as exposições do público que não sejam exposições ocupacionais ou exposições médicas. A exposição do público é resultado de uma grande variedade de fontes de radiação. A maior componente é a devida a fontes naturais mas isso não justifica que se preste menor atenção à exposição a fontes artificiais. (6)

### 3.6 GRANDEZAS OPERACIONAIS

As grandezas de protecção relacionadas com o corpo humano (como a dose equivalente e a dose efectiva) não são directamente mensuráveis e portanto não podem ser usadas directamente na monitorização da radiação. Assim, usam-se as grandezas operacionais para avaliação da dose efectiva e dose equivalente nos tecidos ou órgãos.



As grandezas operacionais destinam-se a proporcionar uma estimativa ou um limite máximo para o valor das grandezas de protecção relacionadas com uma exposição ou potencial exposição de pessoas em diversas condições de irradiação.

São usadas grandezas operacionais diferentes para exposições externas e internas. Para a monitorização dos riscos de uma exposição externa foram introduzidas grandezas operacionais pela ICRU (ICRU 1985, 1988) e durante a década de 90, foram introduzidas nas práticas de protecção radiológica em muitos países. Para exposições internas não existe nenhuma grandeza operacional definida porque é possível avaliar directamente a dose equivalente ou dose efectiva. Os diferentes métodos de avaliação da dose equivalente ou efectiva devido a radionuclídeos no corpo humano são baseados em várias medições de actividade e na aplicação de modelos biocinéticos.

Seguidamente irá falar-se das grandezas operacionais relacionadas com uma exposição externa. Existem grandezas de monitorização individual e de área. Para a monitorização individual existe o equivalente de dose individual. Para a monitorização de área existem duas grandezas, o equivalente de dose direccional e o equivalente de dose ambiente. O âmbito deste trabalho é caracterizar a radiação proveniente da fonte de  $^{137}\text{Cs}$  contida no irradiador em termos de equivalente de dose ambiente.

A monitorização individual é feita através de dosímetros individuais. Estes dosímetros são usados na face anterior do corpo e, por isso, o campo de radiação é fortemente influenciado pela retrodispersão do corpo. A monitorização de área é feita através de monitores de área colocados nos locais de trabalho. O equivalente de dose ambiente também tem em conta a retrodispersão provocada pelo corpo humano no campo de radiação. (6)

Segundo o Decreto-Lei 222/2008 de 17 de Novembro, é obrigatório haver monitorização individual dos trabalhadores que exerçam as suas funções em áreas controladas. Nas áreas vigiadas é necessário haver monitorização do local, podendo ou não haver monitorização individual. (7)

A definição destas grandezas baseia-se no equivalente de dose num ponto de um fantoma. O equivalente de dose é definido como:

$$H = Q \times D$$

em que  $D$  é a dose absorvida num dado ponto de interesse do tecido ou órgão e  $Q$  é o correspondente factor de qualidade da radiação incidente nesse ponto. A unidade SI do equivalente de dose é o joule por kilograma (J/kg) e normalmente usa-se o nome especial de sievert (Sv).  $Q$  é definido em função da transferência linear de energia não restrita ( $L$ ) e é dado por:

$$Q(L) = \begin{cases} 1 & L < 10 \text{ keV}/\mu\text{m} \\ 0,32L - 2,2 & 10 \leq L \leq 100 \text{ keV}/\mu\text{m} \\ \frac{300}{\sqrt{L}} & L > 100 \text{ keV}/\mu\text{m} \end{cases}$$

Quando é necessário efectuar medições utilizam-se as grandezas operacionais, que se obtêm a partir da grandeza equivalente de dose.

O fantoma usado para definir o equivalente de dose é uma esfera de 30 cm de diâmetro e de um material equivalente ao tecido mole humano, com densidade de  $1 \text{ g.cm}^{-3}$  e composição mássica de 76,2% de oxigénio, 11,1% de carbono, 10,1% de hidrogénio e 2,6% de azoto. Este fantoma designa-se por esfera ICRU. (6)

Nas definições das grandezas operacionais são usados os conceitos de campo de radiação expandido e alinhado e campo expandido, que derivam de campos de radiação reais.

O campo expandido e alinhado corresponde a um campo de radiação cuja fluência e as suas distribuições direccionais e energéticas são iguais às do campo expandido mas de fluência unidireccional. O campo expandido é um campo derivado do campo real cuja fluência e as suas distribuições direccionais e energéticas têm os mesmos valores que no campo real no ponto de referência. (7)

### 3.6.1 Equivalente de dose individual, $H_p(d)$

O equivalente de dose individual,  $H_p(d)$ , é a grandeza usada na monitorização individual e corresponde ao equivalente de dose à profundidade  $d$  abaixo de um ponto específico do corpo humano. O ponto específico normalmente considerado correspondente ao ponto em que o dosímetro é usado. É usada a profundidade  $d = 10 \text{ mm}$  para radiação fortemente penetrante. Para radiação fracamente penetrante usa-se a profundidade  $d = 0,07 \text{ mm}$  para monitorização da pele e  $d = 3 \text{ mm}$  para a monitorização do olho. (6)

### 3.6.2 Equivalente de dose direccional, $H'(d,\Omega)$

Para monitorização de área de radiação pouco penetrante usa-se o equivalente de dose direccional,  $H'(0,07;\Omega)$  ou, em casos mais raros,  $H'(3;\Omega)$ .

O equivalente de dose direccional,  $H'(d,\Omega)$ , num ponto do campo de radiação é o equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo expandido na esfera ICRU à profundidade  $d$  e num raio correspondente à direcção  $\Omega$ . (6)

### 3.6.3 Equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$

O equivalente de dose ambiente é a grandeza operacional utilizada para monitorização de área em locais de trabalho. Corresponde, num ponto no campo de radiação, ao equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo alinhado e expandido na esfera ICRU à profundidade  $d$  sob o vector radial que se opõe à direcção do campo alinhado. Para radiação fortemente penetrante é utilizada a profundidade de 10 mm e designa-se  $H^*(10)$ . (6) É esta grandeza que vai ser utilizada para caracterizar a radiação do  $^{137}\text{Cs}$ , neste trabalho.

### 3.6.4 Coeficientes de conversão $H^*(10)/K_a [\text{Sv/Gy}]$

Em geral os laboratórios de metrologia têm padrões de kerma-no-ar. A partir desse valor de kerma-no-ar pode-se ter acesso ao valor de equivalente de dose ambiente, através dos coeficientes de conversão tabelados. (8)

No âmbito deste trabalho, uma vez que se usa uma fonte de  $^{137}\text{Cs}$  e este isótopo decai principalmente por emissão  $\gamma$ , com um fotão predominante de 0,662 MeV, o coeficiente de conversão é 1,2 Sv/Gy.

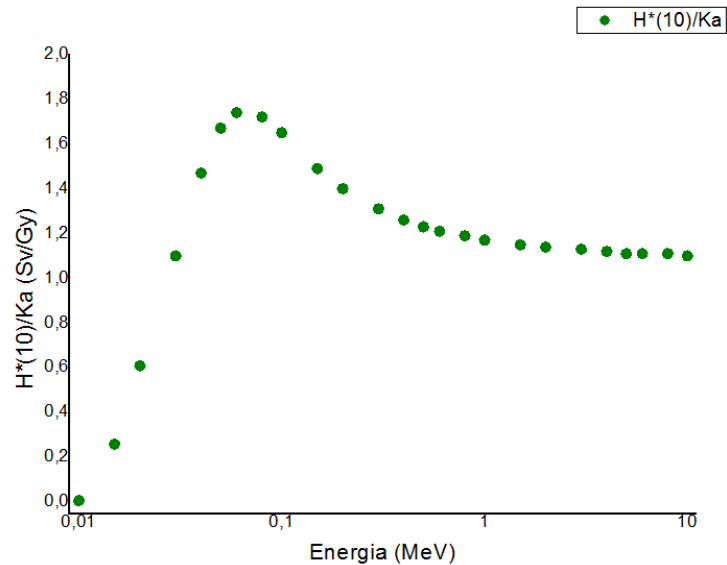


FIGURA 3.1 - CURVA DOS COEFICIENTES DE CONVERSÃO DE KERMA-NO-AR PARA EQUIVALENTE DE DOSE AMBIENTE

### 3.7 MONITORES DE ÁREA

A detecção da radiação resulta das interações da radiação com um meio sensível, o detector, e assim os detectores podem determinar a quantidade de radiação presente num determinado meio de interesse. A integração de um detector com um sistema de leitura, o medidor, é chamada de monitor.

A radiação, ao interagir com o detector pode provocar diversos efeitos. Associado a cada efeito existem diferentes tipos de detectores.

#### - Efeito eléctrico

##### - Gasosos

- Câmara de ionização
- Contador proporcional
- Detector de Geiger-Müller

##### - Semicondutor

- Detector de estado sólido

#### - Efeito químico

##### - Emulsão fotográfica

- Filme fotofigura

##### - Sólido-líquido

- Detector químico

#### - Efeito luminoso

##### - Cristal e líquidos

- Detectores de cintilação

#### - Efeito termoluminescente

##### - Cristal

- Detector termoluminescente

#### - Efeito calorífico

##### - Sólido-líquido

- Calorímetro

No caso da monitorização de área, os tipos de detectores mais usados são os detectores gasosos e os semicondutores. Estes tipos de detectores vão ser explicados detalhadamente a seguir.

### 3.7.1 Detectores gasosos

O princípio de funcionamento dos detectores gasosos é o facto de, quando a radiação incide num dado material criar ionizações nos átomos desse material. Os detectores gasosos contêm um volume sensível cheio com um dado gás, que na maioria dos casos é ar. A radiação ao incidir nesse volume cria pares de iões que podem ser contados por um dispositivo de medida eléctrica. A estes detectores é aplicada uma tensão entre as paredes e o eléctrodo central, onde são recolhidas os iões de carga contrária à deste. As cargas que são recolhidas pelo eléctrodo central geram uma corrente eléctrica e essa corrente é lida por um electrómetro. A corrente gerada dentro do detector é proporcional à radiação incidente.

O regime de funcionamento dos detectores depende da tensão que lhes é aplicada.

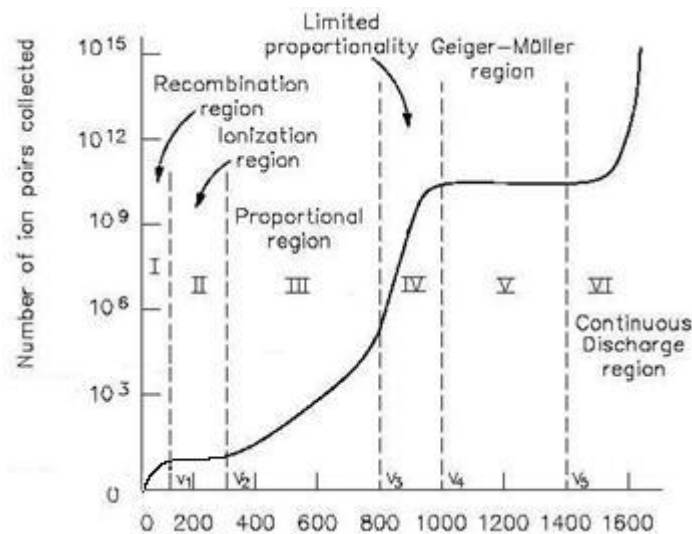


FIGURA 3.2 – NÚMERO DE IÕES COLECTADOS EM FUNÇÃO DA TENSÃO APLICADA

Na região I dá-se a recombinação dos iões.

A região II é a região em que actuam as câmaras de ionização. Nesta região cessa a recombinação e todos os pares de iões são recolhidos.

A região III é a chamada região proporcional, onde actuam os detectores proporcionais. Ocorre a aceleração dos iões produzidos pela radiação, que ionizam outras moléculas do gás.

A região IV é a região limite da proporcionalidade e poucos detectores são utilizados nesta região, uma vez que a carga depende da tensão de forma não linear.

A região V é a região de Geiger-Müller. Nesta região as ionizações independentes da energia e do tipo de radiação. Assim o número de iões é grande devido.

A região VI é a região de descarga eléctrica contínua (avalanche). Não são usados detectores a operar nesta região.

#### **3.7.1.1 Câmara de ionização**

As câmaras de ionização operam na região II da figura anterior. Os pares de iões produzidos no volume sensível da câmara são recolhidos e a quantidade de iões produzida depende da energia e da capacidade de ionização da radiação incidente. As câmaras de ionização são utilizadas para detecção de radiação  $\alpha$ ,  $\beta$  e fotões.

#### **3.7.1.2 Detector proporcional**

Estes detectores operam na região III da figura anterior.

Após a interacção da radiação ionizante no volume gasoso, ocorre a aceleração dos iões produzidos que ionizam outras moléculas de gás não atingidas pela radiação, por isto, ocorre uma multiplicação do número de pares de iões originais por um factor constante (M).

Devido a presença do factor M, os detectores proporcionais apresentam uma vantagem em relação as câmaras de ionização, pois existe um factor amplificador do sinal gerado no volume sensível gasoso.

Estes detectores podem detectar altas taxas de contagens e discriminar partícula  $\alpha$  na presença de  $\beta$ .

#### **3.7.1.3 Detectores de Geiger-Müller (GM)**

Este tipo de detector opera na região V da figura anterior. São muito utilizados para avaliar níveis de radiação ambiente. Possuem alta sensibilidade e um projecto electrónico simplificado e robusto, são portáteis e de fácil manipulação. São versáteis na detecção de diferentes tipos de radiação, mas não permitem a discriminação do tipo de radiação e nem da energia, o que torna sua aplicação bastante limitada.

Geralmente os GM são utilizados para detecção de radiação  $\beta$  e  $\gamma$ .



## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo começa por tratar das normas referentes à problemática deste trabalho nomeadamente a norma que regula a calibração de monitores de área e a norma que regula quais os tipos de radiação que devem ser usados para testes em monitores de área.

Seguidamente é apresentada a fonte de  $^{137}\text{Cs}$  existente no LMRI e com a qual este trabalho foi realizado. Efectuaram-se medições de modo a ser possível estimar a actividade da fonte. São também apresentados os instrumentos laboratoriais com que foram feitas as medições no decorrer do trabalho. Será também feita uma breve abordagem ao Método de Monte Carlo, que foi usado no decorrer do trabalho.

### 4.1 CALIBRAÇÃO DE MONITORES DE ÁREA

A norma internacional que regula a calibração de monitores de área, e de dosímetros individuais, é a norma ISO 4037 – “X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as function of photon energy”.

#### 4.1.1 Procedimentos gerais para calibração de monitores de área e dosímetros individuais

A calibração de monitores de área deve ser conduzida segundo as condições de referência para testes (Anexo C).

Para verificar a influência de um dado parâmetro na resposta do monitor, todos os outros parâmetros devem ser mantidos constantes.

As medições devem ser efectuadas com o ponto de referência do monitor no ponto de teste. A localização do ponto de referência deve constar no manual do fabricante do monitor. Quando não se tem essa informação, este parâmetro deve ser fixado através de testes laboratoriais.

Antes de qualquer calibração ser feita, o monitor deve ser examinado para averiguar se está em boas condições de funcionamento e se está livre de qualquer contaminação radioactiva.



#### **4.1.1.1 Procedimentos particulares para calibração de monitores de área**

Os monitores de área devem ser irradiados ao ar livre e para as medidas de resposta podem ser necessários fótons com energias entre 8 keV e 9 MeV e, dependendo do equipamento a irradiar, pode ser necessário fazer a irradiação a várias distâncias. (9)

## **4.2 RADIAÇÃO DE REFERÊNCIA PARA TESTES EM MONITORES DE ÁREA**

A norma internacional IEC 60532 “Radiation protection instrumentation – installed dose rameters, warning assemblies and monitors – X and gamma ray radiation of energy between 50 keV and 7 MeV” regula os monitores de área e define a radiação a usar em testes aos mesmos monitores.

A norma diz que todos os testes que envolvam o uso de radiação gama podem ser realizados com uma única radiação gama de referência, com excepção dos testes variação da resposta com a energia de radiação e variação da resposta com o ângulo de incidência.

Segundo esta norma, podem ser usados diversos tipos de radiação para calibrar os monitores de área e os dosímetros individuais entre radiação X e fontes radioactivas. A radiação gama de referência deve provir, preferencialmente, de uma fonte de  $^{137}\text{Cs}$ . Em alternativa pode-se usar uma fonte de  $^{60}\text{Co}$ , mas nesse caso devem ser feitas correcções. (8)

## **4.3 FONTE DE $^{137}\text{Cs}$**

### **4.3.1 Geometria da fonte**

A fonte usada neste trabalho é uma fonte já existente no LMRI, cujo invólucro apresenta a geometria representada na figura 4.1. O invólucro da fonte é de PMMA e não é possível visualizar-se o local exacto onde o Césio se encontra. Presume-se que estará no local assinalado a vermelho na figura 4.2.

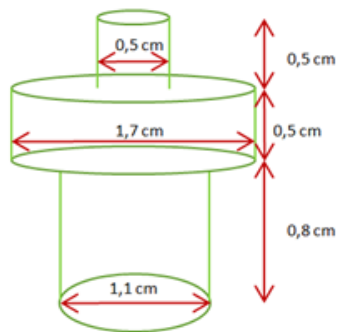


FIGURA 4.1 - GEOMETRIA DA FONTE DE CÉSIO



FIGURA 4.2 - LOCAL ONDE SE PRESUME QUE ESTARÁ LOCALIZADA  
A FONTE DENTRO DO INVÓLUCRO DE PMMA

## 4.4 MONITOR DE RADIAÇÃO

No início deste trabalho mediram-se alguns débitos de dose recorrendo a um monitor portátil.

O monitor utilizado foi um Babyline 31 A. Este instrumento apresenta uma resposta linear e permite medir o débito de dose absorvida devido a uma irradiação com fotões de energias entre 10 keV e 10 MeV, podendo também medir o débito de dose devida a irradiações com electrões. A unidade de medida é o rad/h e o aparelho apresenta 6 gamas de medida de débito de dose:

- De 0 a 1 mrad/h;
- De 0 a 10 mrad/h;
- De 0 a 100 mrad/h;
- De 0 a 1 rad/h;
- De 0 a 10 rad/h;
- De 0 a 100 rad/h;

O detector consiste numa câmara de ionização aberta de paredes finas com um volume de  $515 \text{ cm}^3$  que contém ar à pressão atmosférica. (3)



FIGURA 4.3 - BABYLINE 31 A (10)



FIGURA 4.4 - BABYLINE 31 A – MOSTRADOR (10)

## 4.5 CÂMARAS DE IONIZAÇÃO E ELECTRÓMETRO

Na realização deste trabalho foram usadas duas câmaras de ionização ligadas a um electrómetro. Tanto as câmaras usadas como o electrómetro são da marca PTW e a ligação entre as câmaras e o electrómetro foi feita mediante um cabo triaxial com terminais PTW.

Utilizou-se a câmara 23361, que apresenta uma forma cilíndrica e um volume sensível de  $30 \text{ cm}^3$ , 15,5 mm de raio e 51 mm de comprimento. O material da parede é grafite com uma capa protectora de acrílico. O eléctrodo é feito de alumínio e revestido a grafite. Utilizou-se a câmara com a respectiva tampa de PMMA, com uma espessura de 3 mm.

Usou-se também a câmara 32002, com forma esférica e um volume sensível de  $1 \text{ dm}^3$  e um diâmetro de 140 mm. O material da parede é grafite com um revestimento interno de alumínio. O eléctrodo esférico tem 50 mm de diâmetro, é revestido a grafite e está localizado no centro da câmara.

Ambas as câmaras contêm ar à pressão atmosférica no volume sensível e uma vez que são câmaras abertas é necessário introduzir uma correcção de pressão e temperatura em todas as medidas.

As câmaras foram ligadas a um electrómetro modelo UNIDOS. O electrómetro exhibe os valores medidos de dose e de débito de dose em Gy, Sv, R (röntgen), Gy/min, Sv/h, R/min ou Gy.m. Os valores de carga eléctrica e corrente eléctrica são exibidos respectivamente em C (coulomb) ou A (ampere). (11)



FIGURA 4.5 - CÂMARA DE IONIZAÇÃO 23361 (11)



FIGURA 4.6 - CÂMARA DE IONIZAÇÃO 32002 (11)



FIGURA 4.7 - ELECTRÓMETRO UNIDOS (11)

## 4.6 MONTE CARLO

O desenvolvimento do método de simulação Monte Carlo é atribuído a J. von Neuman, S. Ulam e E. Fermi que trabalhavam juntos na modelação do transporte de neutrões em *Los Alamos National Laboratory*, durante a segunda guerra mundial.

O método de Monte Carlo é um método estatístico com diversas aplicações em física, matemática e biologia. É um método em que se usa como entrada um conjunto de números aleatórios e uma distribuição de probabilidades que defina o processo em estudo e que como saída se obtém o resultado da amostragem aleatória da distribuição de probabilidade introduzida.

Neste trabalho utilizou-se o método de Monte Carlo para simular interacção de partículas e transporte de radiação, no âmbito da física das radiações.

Nas simulações referentes ao transporte de radiação a história da partícula é considerada uma sequência aleatória de “voos livres” que levam à interacção da partícula, podendo mudar de direcção, perder energia ou dar origem a partículas secundárias.

Para este tipo de simulação é necessário uma sequência de números aleatórios e as secções eficazes diferenciadas (DCS) que descrevam os mecanismos de interacção relevantes para o processo. Através das secções eficazes diferenciadas determina-se a função de distribuição de probabilidades (PDF) das variáveis aleatórias que caracterizam o processo nomeadamente o livre percurso entre eventos sucessivos, o tipo de interacção que tem lugar, a perda de energia e a deflexão angular num evento em particular e, quando são emitidas partículas secundárias, o estado inicial destas. (3) (4)

### 4.6.1 Transporte de fótons

O método de Monte Carlo permite simular, simultaneamente ou não, o transporte de fótons, neutrões ou electrões. Neste trabalho estudou-se o transporte de fótons.

O método de Monte Carlo consiste em seguir as partículas, neste caso os fótons, desde a fonte até que morrem. As distribuições de probabilidades são amostradas aleatoriamente tendo como base as secções eficazes dos diversos processos que podem ocorrer, de modo a determinar o que acontece à partícula em cada etapa da sua vida.

A sequência do cálculo consiste em:

1. Seleccionar o local onde está situada a fonte de partículas;
2. Seleccionar a energia e direcção do movimento da partícula;
3. Determinar o percurso da partícula até à próxima interacção (quando a partícula chega a uma fronteira a história termina);
4. Seleccionar o elemento alvo e o tipo de interacção (dependendo do tipo de interacção a história pode terminar ou continuar);
5. Determinar a energia e direcção da partícula após a interacção (se a energia estiver abaixo de algum limite estipulado a partícula morre);
6. Repetir desde 3.

A cada partícula nova que é gerada é verificado se já se atingiu o número de partículas previamente definido. Caso já se tenha atingido os cálculos terminam. (2)

### 4.6.2 Cálculos efectuados por método de Monte Carlo

Neste trabalho utilizou-se o método de Monte Carlo para calcular energias depositadas ao longo de um percurso. Seguidamente apresentam-se os cálculos utilizados pelo método de Monte Carlo para determinar esta grandeza.

#### 4.6.2.1 Energia média depositada ao longo de um percurso

A energia média depositada num dado local é calculada pelo método de Monte Carlo através da seguinte equação:

$$Energia\ média\ depositada = \frac{\rho_a}{\rho_g} \int_V \int_t \int_E \sigma_t(E) \sum_{i=1}^3 p_i(E) \times (E - \bar{E}_{out}) \Phi(\vec{r}, E, t) dE dt \frac{dV}{V} [Mev/g]$$

$\rho_a$  é a densidade atómica (átomo/barn – cm),  $\rho_g$  é a densidade do material (g/cm<sup>3</sup>),  $\sigma_t$  corresponde à secção eficaz total,  $p_i$  corresponde à probabilidade relativa de cada tipo de interacção e  $\Phi(\vec{r}, E, t)$  corresponde ao fluxo de partículas. (2)

E tem-se:

- i=1 para dispersão de Rayleigh
- i=2 para produção de pares
- i=3 para efeito fotoeléctrico

Nas simulações efectuadas considerou-se que os electrões depositam a sua energia localmente. Assim não há radiação de Bremsstrahlung e pode-se considerar que a energia média depositada corresponde ao kerma-no-ar.



## 5.PROJECTO DO IRRADIADOR

Para construir o irradiador começou-se por se calcular a actividade da fonte, através de medições de dose feitas com a fonte no ar. Seguidamente calculou-se a quantidade de chumbo necessária para interpor entre a fonte e os trabalhadores a ela expostos de modo a que a dose no exterior do irradiador seja relativamente baixa. Neste caso há um compromisso entre a dose no exterior do irradiador e o peso do mesmo, uma vez que não pode ser muito pesado porque no seu manuseamento precisa de ser sustentado na mão e muitas vezes levantado.

### 5.1 MEDIÇÕES DE DOSE COM A FONTE

Colocou-se a fonte apoiada num suporte e fizeram-se algumas medições de dose absorvida, com o monitor de radiação Babyline 31 A, nos pontos representados na figura seguinte.

Na tabela seguinte estão indicados as medidas.

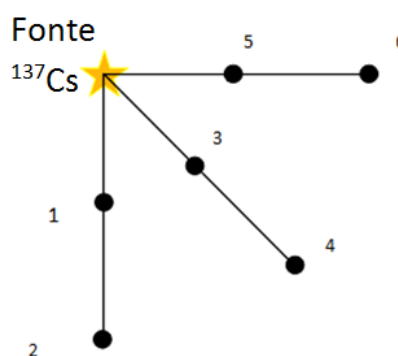


FIGURA 5.1 – ESQUEMA DAS POSIÇÕES EM QUE FORMA EFECTUADAS AS MEDIÇÕES DE DOSE

TABELA 5.1 - VALORES DE DOSE ABSORVIDA MEDIDOS COM A FONTE EM ABERTO

Posição	Distância correspondente à fonte (m)	Débito de dose absorvida	
		mrads/h	μGy/h
1	1	1,4	14
2	2	0,4	4
3	1	1,2	12
4	2	0,4	4
5	1	1,4	14
6	2	0,4	4
Sem a fonte na sala		0,02	0,2

Verificou-se através destas medidas, que a fonte é isotrópica e que se verifica aproximadamente a lei da diminuição da dose com o inverso do quadrado da distância.



### 5.1.1 Actividade da fonte

Partiu-se do valor de débito de dose absorvida medido a 1m da fonte e correspondente a 14  $\mu\text{Gy/h}$ . Obtiveram-se três medidas, duas correspondentes a 14  $\mu\text{Gy/h}$  e uma correspondente a 12  $\mu\text{Gy/h}$ . Optou-se por uma posição mais conservadora e considerou-se 14  $\mu\text{Gy/h}$ . Este valor, para a energia do  $^{137}\text{Cs}$  corresponde ao valor de kerma-no-ar,

$$K_a(1m) = 14 \mu\text{Gy/h}$$

Para determinar a actividade da fonte recorreu-se ao valor da constante de débito de kerma-no-ar. Para o  $^{137}\text{Cs}$  sabe-se que 1 GBq a 1 m da fonte origina um valor de 78,4  $\mu\text{Gy/h}$ . (12)

Assim tem-se

$$A = \frac{14}{78,4} = 0,18 \text{ GBq}$$

A fonte utilizada tem uma actividade de 0,179 GBq. O becquerel corresponde à unidade SI para a actividade. No entanto ainda é comum usar-se o curie como unidade de actividade. Assim a actividade da fonte corresponde a 4,84 mCi.

## 5.2 CÁLCULOS DE BLINDAGEM

Escolheu-se o chumbo como matéria para construir o irradiador por ser um material que oferece uma blindagem muito boa, é economicamente acessível e de fácil de trabalhar.

Calculou-se, numa primeira fase, a quantidade de chumbo necessária a interpor entre a fonte e o ar de modo a que o equivalente de dose ambiente no exterior do irradiador não ultrapasse o limite de 20 mSv/ano. Um ano de trabalho corresponde a 1680 h.

Então o limite para trabalhadores, expresso em mSv/h é:

$$H^*(10) = 20 \frac{\text{mSv}}{\text{ano}} \times \frac{\text{ano}}{1680 \text{ h}}$$

$$H^*(10) = 0,012 \text{ mSv/h}$$

O valor de kerma-no-ar medido anteriormente, a 1m da fonte é  $K_a = 14 \mu\text{Gy/h}$ .

Utilizando o coeficiente de conversão de 1,2 Sv/Gy correspondente à energia do fóton de 662 keV, pode-se passar do valor de kerma-no-ar para o valor de equivalente de dose ambiente.

$$H^*(10) = 14 \frac{\mu Gy}{h} \times 1,2 \frac{Sv}{Gy}$$

$$H^*(10) = 16,8 \mu Sv/h$$

Este valor corresponde a uma distância de 1m em relação à fonte. Pela lei do inverso do quadrado da distância sabe-se que se reduzir a distância para 1/10 a dose aumenta um factor de 100. Então para uma distância de 10 cm à fonte tem-se

$$H^*(10) = 1,68 mSv/h$$

Então tem-se um equivalente de dose ambiente correspondente a 1,68 mSv/h que se quer reduzir para 0,012 mSv/h.

Pela equação vista anteriormente no capítulo da blindagem, encontra-se o valor de  $\mu x$  que satisfaça as condições.

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

Uma vez que a grandeza em questão é a dose, pode-se exprimir a equação anterior em termos de dose.

$$0,012 = 1,68 e^{-\mu x} \Rightarrow \mu x = 4,94$$

Para este número de comprimentos de relaxação e para a energia do  $^{137}\text{Cs}$ , por interpolação dos valores tabelados, encontra-se um *Buildup-factor* de 2,31, para o chumbo (Anexo B).

TABELA 5.2 – BUILDUP-FACTORS PARA O CHUMBO

<b>Buildup-factors</b>	<b>Energia</b>	<b>Número de comprimentos de relaxação <math>\mu x</math></b>	
<i>Material</i>	<i>MeV</i>	<i>4</i>	<i>7</i>
<i>Chumbo</i>	0,5	1,69	2,00
	1,0	2,26	3,02

Ao incluir-se o *Buildup-factor* tem-se se fazer uma correcção ao nível do número de comprimentos de relaxação para compensar o acréscimo de intensidade.

$$I = I_0 B e^{-(\mu x + y)} \Leftrightarrow I = I_0 B e^{-\mu x} \times e^{-y}$$

Então para que se mantenha a igualdade anterior tem-se que

$$e^{-y} = \frac{1}{B} \Rightarrow y = \ln(B)$$

$$B = 2,31$$

$$y = \ln(2) = 0,84$$

Assim o número de comprimentos de relaxação corresponde a  $4,94 + 0,84 = 5,77$ .

Sabe-se que o coeficiente mássico de atenuação do chumbo, para a energia considerada, é  $\frac{\mu}{\rho} = 0,124 \text{ g/cm}^3$ . Uma vez que a densidade do chumbo é  $\rho(\text{Pb}) = 11,3 \text{ g/cm}^3$  tem-se  $\mu = 1,423 \text{ cm}^{-1}$ . Assim a espessura necessária de chumbo para a blindagem pretendida é:

$$5,63 = \mu x \Rightarrow x = \frac{5,77}{1,423} \cong \mathbf{4 \text{ cm}}$$

Deste modo o irradiador ficaria com uma massa de aproximadamente 6 kg, o que foi considerado excessivo, para o bom desempenho das suas funções, uma vez que este tem que ser suportado manualmente durante as verificações metrológicas aos monitores fixos de área.

Assim, e uma vez os trabalhadores que manusearem o irradiador não vão estar expostos a ele todas as horas do seu ano de trabalho, correspondendo assim a um trabalho esporádico, reduziu-se um pouco a espessura de chumbo, de modo a tornar o objecto mais leve e prático, mas mantendo ainda assim, um limite de dose não muito superior ao estipulado.

Estipulou-se então que a espessura a interpor entre a fonte e o ar seria de **3 cm**.

Assim, o número de comprimentos de relaxação é  $\mu x = 1,423 \times 3 = 4,269$ , o que corresponde a um *Buildup-factor* de  $B = 2,42$ . Assim obtém-se um factor de redução do  $H^*(10)$  dado por

$$B e^{-\mu x} = 2,42 e^{-4,269} = 0,0339$$

Portanto o  $H^*(10)$  que se obtém a 10 cm do irradiador será

$$H^*(10) = 0,0339 \times \frac{1,68 \text{ mSv}}{h}$$

$$H^*(10) = 0,0569 \text{ mSv/h}$$

Este valor é aproximadamente 5 vezes maior que o correspondente ao limite de 20 mSv/ano para trabalhadores. Uma vez que o trabalho com o irradiador se supõe esporádico este valor foi considerado aceitável e a partir dele projectou-se a geometria do irradiador. O irradiador

pode-se usar 44 dias de 8h de trabalho num ano, estando assim o valor de dose dentro dos limites.

### 5.3 GEOMETRIA DO IRRADIADOR

Projectou-se o irradiador de forma cilíndrica, formado por um corpo e duas tampas, uma para a frente e outra para trás. A geometria escolhida foi cilíndrica por ser fácil de construir e manusear. No lado de trás do irradiador existe um canal por onde o invólucro da fonte entra e no final do canal existe um encaixe para o invólucro. Quando se coloca a tampa de trás o invólucro fica fixo e estável. Este canal serve apenas para introduzir o invólucro, não sendo necessário voltar a abri-lo. Na parte da frente existe também um canal onde encaixa a tampa da frente. Quando se retira a tampa da frente o canal fica aberto possibilitando assim a saída do feixe de radiação.

O raio do canal de abertura frontal foi escolhido de modo a que a 100 cm o campo de radiação tenha um raio de 50 cm.

$$\tan \alpha = \frac{50}{100} \Leftrightarrow \tan \alpha = 0,5$$

Uma vez que o canal tem um comprimento de 3 cm terá que ter um raio dado por,

$$\tan \alpha = \frac{r}{3} \Leftrightarrow r = 0,5 \times 3 \Leftrightarrow r = 1,5 \text{ cm}$$

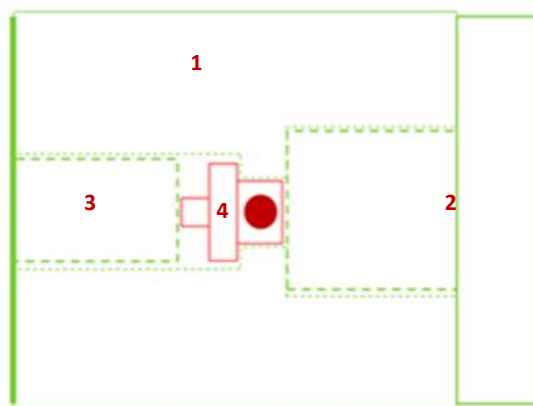
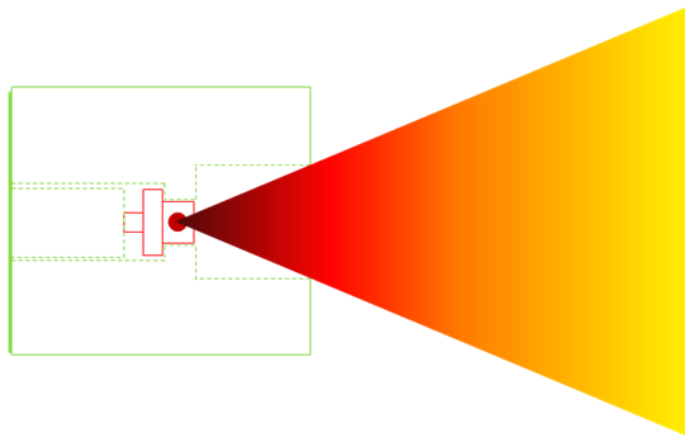
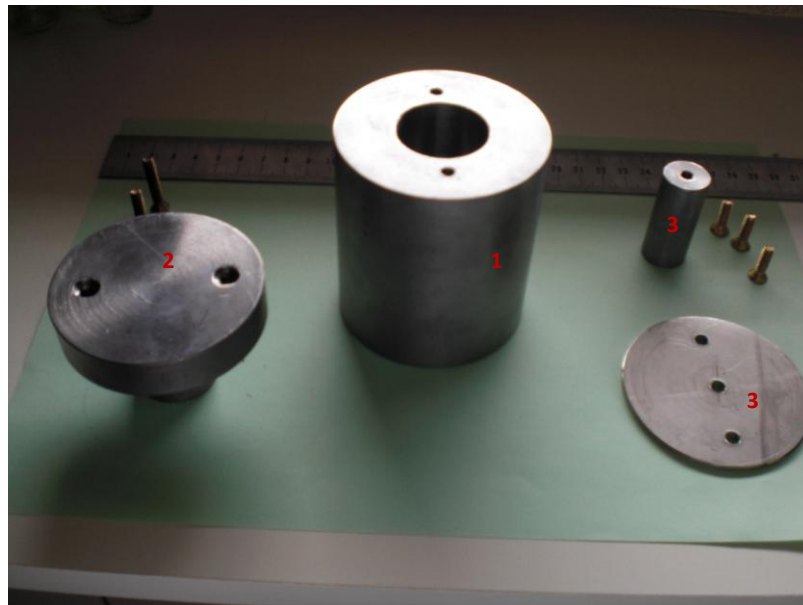


FIGURA 5.2 – ESQUEMA REPRESENTATIVO DA GEOMETRIA DO IRRADIADOR FECHADO. 1 – CORPO, 2 – TAMPA FRONTAL, 3 – TAMPA TRASEIRA, 4 – INVÓLUCRO CONTENDO A FONTE



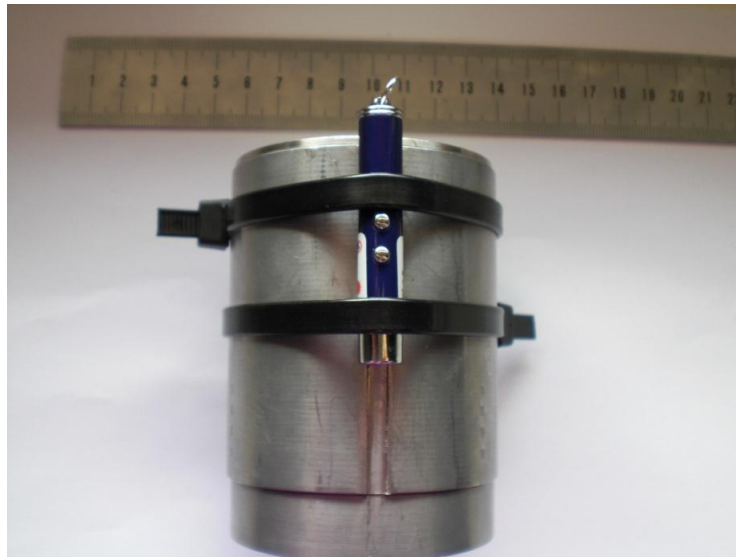
**FIGURA 5.3 – ESQUEMA REPRESENTATIVO DO IRRADIADOR ABERTO E DO CAMPO DE RADIAÇÃO**



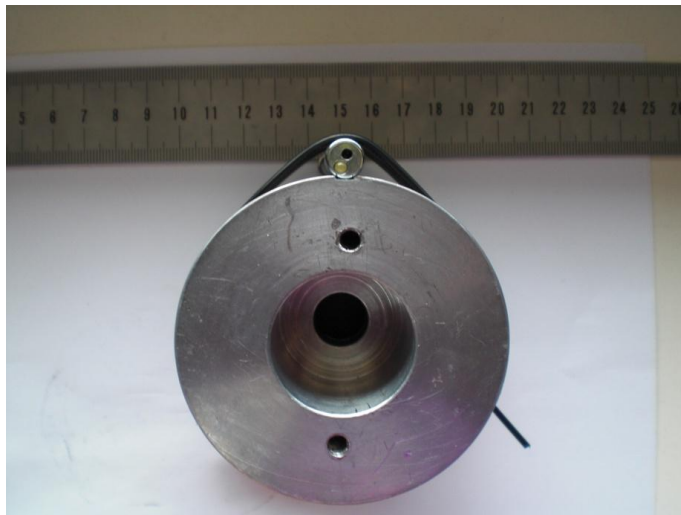
**FIGURA 5.4 - VISTA GERAL DAS PEÇAS CONSTITUINTES DO IRRADIADOR. 1 – CORPO, 2 – TAMPA FRONTAL, 3 – TAMPA TRASEIRA, 4 – INVÓLUCRO CONTENDO A FONTE**

## 5.4 LASER

De modo a ser mais fácil centrar o feixe de radiação com os monitores a calibrar, num futuro trabalho de campo, colocou-se um ponteiro laser na face cilíndrica do irradiador, como se vê nas figuras seguintes. O ponteiro laser está firmemente fixo à face do irradiador para não sofrer mudanças de orientação.



**FIGURA 5.5 - IRRADIADOR COM O PONTEIRO LASER (VISTA LATERAL)**



**FIGURA 5.6 - IRRADIADOR COM O PONTEIRO LASER (VISTA FRONTAL)**

Uma vez que o laser está colocado na face lateral do irradiador o ponto luminoso originado não está centrado com o feixe de radiação.

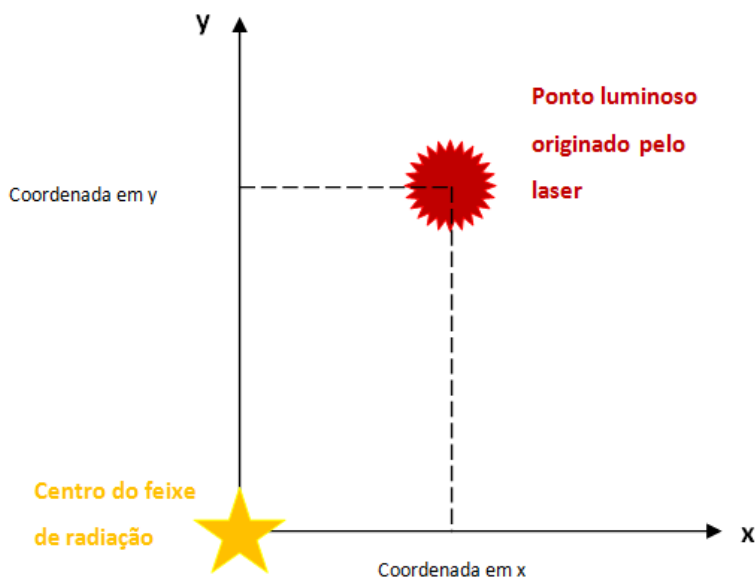
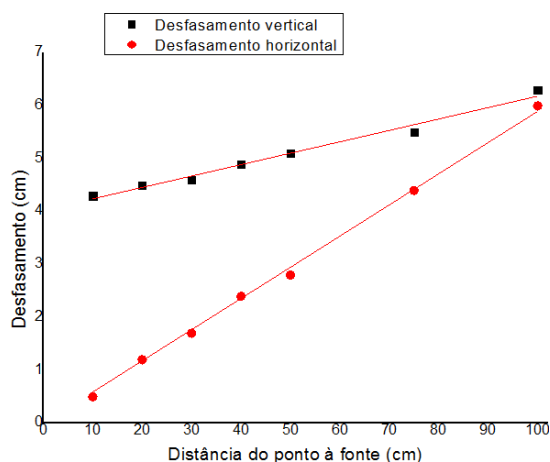


FIGURA 5.7 - DESFASAMENTO DO LASER RELATIVAMENTE AO CENTRO DO FEIXE

Fizeram-se algumas medições para várias distâncias de forma a saber-se qual o desfasamento do ponto luminoso em relação ao centro do feixe de radiação.

O afastamento do ponto luminoso relativamente ao centro do feixe é expresso pelas coordenadas em x e y e varia linearmente com a distância à fonte. Ou seja, para alinhar o feixe de radiação através do uso do laser, deve-se localizar o ponto luminoso originado pelo laser  $x$  cm para a esquerda e  $y$  cm para cima do ponto onde se pretende que esteja o centro do feixe de radiação. Estes valores,  $x$  e  $y$ , são calculados pelas fórmulas seguintes, em função da distância da fonte ao ponto de interesse.



$$x = 0,0589 \times \text{Distância à fonte} \quad [\text{cm}]$$

$$y = 4,026 + 0,021 \times \text{Distância à fonte} \quad [\text{cm}]$$

FIGURA 5.8 – DESFASAMENTO DO LASER EM FUNÇÃO DA DISTÂNCIA À FONTE

## 5.5 MEDIÇÕES DE DOSE

Fizeram-se medições de dose segundo 4 eixos à volta do irradiador e também medições à frente e atrás, de modo a verificar se a dose era independente do lado do irradiador e de modo a verificar o eixo sobre o qual a radiação era mais atenuada.

As medições foram feitas desde 1 m de distância até 10 cm. Obtiveram-se 5 medidas para cada posição, dos quais se representou a média. Mediu-se também o fundo, isto é, a dose absorvida sem a presença do irradiador na sala e depois retirou-se esse valor aos obtidos. As medições foram realizadas com o irradiador fechado.

O valor de fundo corresponde a  $0,32 \mu\text{Gy}/h$ .

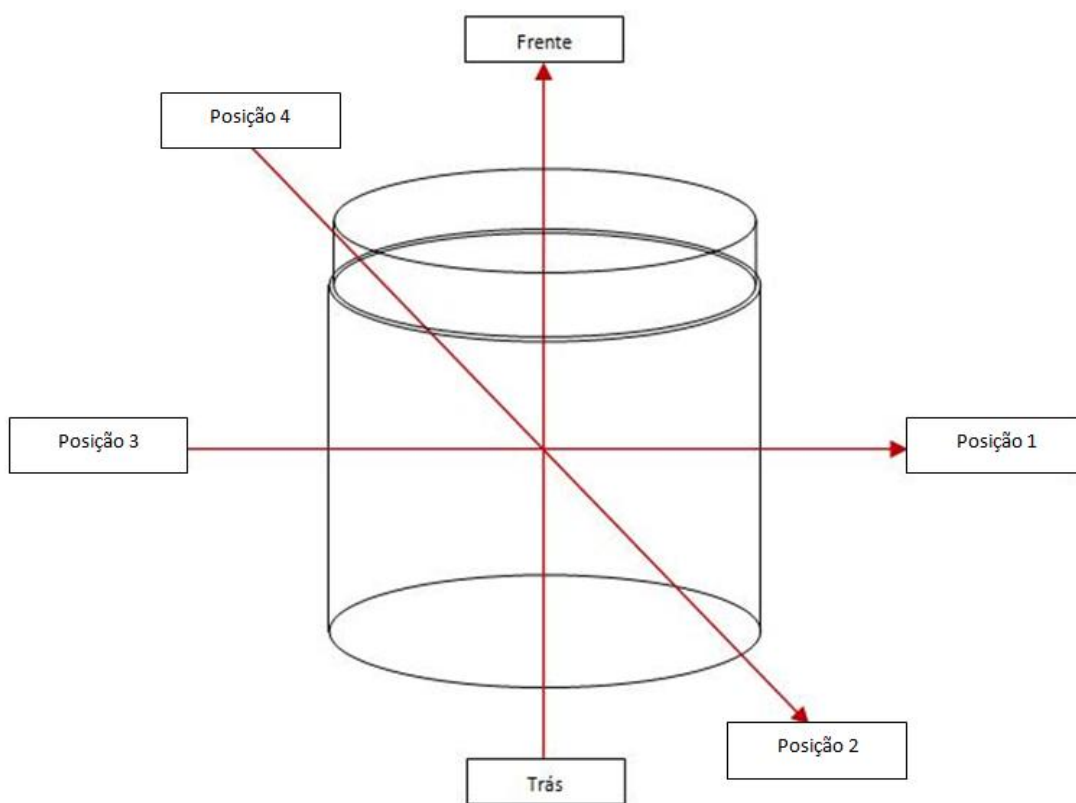


FIGURA 5.9 - ESQUEMA REPRESENTATIVO DOS EIXOS SOBRE OS QUAIS SE FIZERAM AS MEDIÇÕES



Os resultados das medições estão expressos na tabela e figura seguintes.

TABELA 5.3 – MEDIDAS À VOLTA DO IRRADIADOR (MÉDIA ± DESVIO PADRÃO)

Distância cm	Posição 1 μGy/h	Posição 2 μGy/h	Posição 3 μGy/h	Posição 4 μGy/h	Frente μGy/h	Trás μGy/h
100	2,08 ± 0,37	2,12 ± 0,38	2,04 ± 0,17	1,92 ± 0,09	1,10 ± 0,15	2,62 ± 0,09
90	2,40 ± 0,30	2,32 ± 0,21	2,46 ± 0,15	2,38 ± 0,10	1,12 ± 0,26	3,08 ± 0,24
80	2,60 ± 0,19	2,36 ± 0,23	2,52 ± 0,15	2,56 ± 0,13	1,16 ± 0,30	3,32 ± 0,17
70	2,80 ± 0,19	2,72 ± 0,17	2,62 ± 0,17	2,88 ± 0,32	1,18 ± 0,10	3,42 ± 0,19
60	2,98 ± 0,14	3,32 ± 0,30	3,20 ± 0,30	3,36 ± 0,27	1,28 ± 0,12	4,10 ± 0,25
50	4,04 ± 0,22	4,00 ± 0,36	4,16 ± 0,29	4,18 ± 0,28	1,52 ± 0,26	4,78 ± 0,20
40	5,80 ± 0,23	6,20 ± 0,23	6,16 ± 0,08	6,02 ± 0,24	1,66 ± 0,15	6,10 ± 0,29
30	11,68 ± 0,00	11,10 ± 0,58	11,48 ± 0,45	12,28 ± 0,89	2,42 ± 0,13	8,96 ± 0,39
20	21,08 ± 0,89	21,88 ± 0,45	21,68 ± 0,71	22,48 ± 0,84	3,94 ± 0,34	18,88 ± 0,84
10	61,48 ± 0,45	62,48 ± 1,10	66,88 ± 0,45	67,68 ± 0,00	11,28 ± 0,55	43,68 ± 1,41

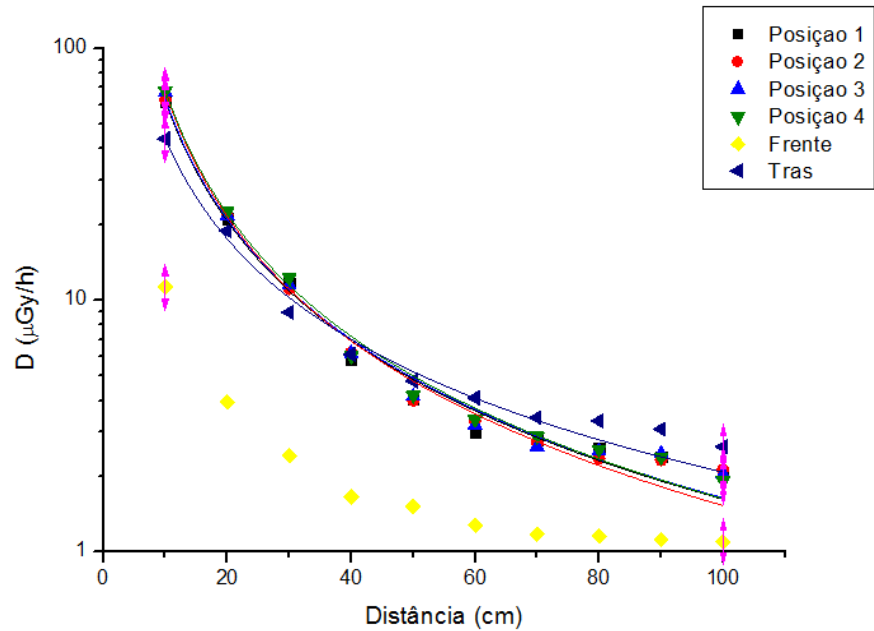


FIGURA 5.10 - MEDIDAS DE DOSE À VOLTA DO IRRADIADOR

$y = ax^b$

TABELA 5.4 - TABELA CORRESPONDENTE À FIGURA ANTERIOR - VALORES DAS CURVAS DE AJUSTE

Curva	a	b	R <sup>2</sup>	Chi <sup>2</sup>
Posição 1	0,162±0,010	-1,579±0,029	0,9986	0,0046
Posição 2	0,164±0,009	-1,581±0,026	0,9989	0,0037
Posição 3	0,153±0,007	-1,641±0,021	0,9994	0,0026
Posição 4	0,163±0,010	-1,619±0,026	0,9990	0,0042
Trás	0,208±0,017	-1,324±0,037	0,9958	0,0069

Estes valores permitem dizer que no lado da frente do irradiador a radiação é mais atenuada, uma vez que os valores de dose são menores segundo este eixo. Isto deve-se ao facto de, segundo este eixo, os fotões terem que atravessar uma maior espessura de chumbo até ao exterior do irradiador. Os resultados laterais estão todos muito próximos e próximos do resultado no eixo da tampa de trás, o que também era esperado, uma vez que segundo qualquer um dos eixos a espessura de chumbo atravessada é a mesma.

Estes resultados afastam-se da lei do inverso do quadrado da distância, o que se deve principalmente à presença da camada de chumbo à volta da fonte.

Por estes resultados pode-se fazer uma comparação com os valores anteriormente obtidos, quando se calculou a quantidade de chumbo necessária para a blindagem.

Pelos valores anteriormente calculados, a 10 cm da fonte e com 3 cm de espessura de chumbo o valor esperado para o equivalente de dose ambiente é:

$$H^*(10) = 0,0569 \text{ mSv/h}$$

Neste caso, as medições em que os fotões atravessam uma espessura de chumbo entre o ar e a fonte mais próximas de 3 cm, são as medidas laterais (medida 1, medida 2, medida 3, medida 4). No entanto esta espessura é ligeiramente inferior a 3 cm.

**TABELA 5.5 – VALORES MEDIDOS LATERALMENTE AO IRRADIADOR, A 10 CM DA FONTE**

<b>Distância</b> cm	<b>Posição 1</b> μGy/h	<b>Posição 2</b> μGy/h	<b>Posição 3</b> μGy/h	<b>Posição 4</b> μGy/h	<b>Média</b> μGy/h
10	61,48	62,48	66,88	67,68	64,63

Assumindo que o valor da dose é igual ao valor de kerma-no-ar, tal como foi referido anteriormente, encontra-se o valor de equivalente de dose. Usa-se a média das medidas laterais e multiplica-se pelo coeficiente de conversão  $H^*(10)/K_a$ , que é 1,20 Sv/Gy. Assim,

$$H^*(10) = 64,63 \times 10^{-6} \times 1,20$$

$$H^*(10) = 0,0776 \text{ mSv/h}$$

Este valor é cerca de 30% maior que o valor esperado. Esta diferença pode dever-se à espessura de chumbo não ser especificamente 3 cm mas sim menos.



## 6. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foi efectuada a caracterização do campo de radiação proveniente da fonte de  $^{137}\text{Cs}$  contida no irradiador. Para tal determinaram-se os perfis de campo a várias distâncias e estudou-se a influência da variação de posição da fonte na largura dos perfis.

Procedeu-se também à dosimetria da fonte e estudou-se a influência da presença duma parede por trás do monitor fixo de área e a presença dum tubo de Alumínio para posicionamento do irradiador.

### 6.1 PERFIS DE CAMPO

É importante conhecer o campo de radiação de modo a saber se ele tem as dimensões adequadas ao pretendido. Neste caso pretende-se que o campo a 1 m da fonte tenha um diâmetro de 1 m, de modo a que seja possível que monitores grandes estejam dentro do campo de radiação.

#### 6.1.1 Perfis de campo experimentais

Para a conhecer a dimensão do campo de radiação determinaram-se os perfis de campo horizontais e verticais para 3 distâncias à fonte, respectivamente para 20 cm, 30 cm e 40 cm. Utilizou-se a câmara de ionização PTW 23361 e as medições foram feitas no electrómetro PTW UNIDOS.

Para representar cada um dos perfis posicionou-se a câmara centrada com o feixe de radiação e foi-se fazendo medidas de 2 em 2 cm, para cada lado a partir do centro, até os valores de carga já serem relativamente pequenos e ser possível traçar o perfil e determinar a largura a meia altura. Nas figuras seguintes encontra-se esquematizada a montagem usada para traçar os perfis de campo, numa vista frontal e numa vista lateral. Na vista frontal vê-se a mudança de posição da câmara tanto na vertical como na horizontal. Na vista lateral apresenta-se o esquema para a distância de 20 cm. Para os perfis a 30 cm e a 40 cm a montagem foi idêntica, tendo-se apenas aumentado a distância entre a fonte e a câmara de ionização em 10 e 20 cm respectivamente.

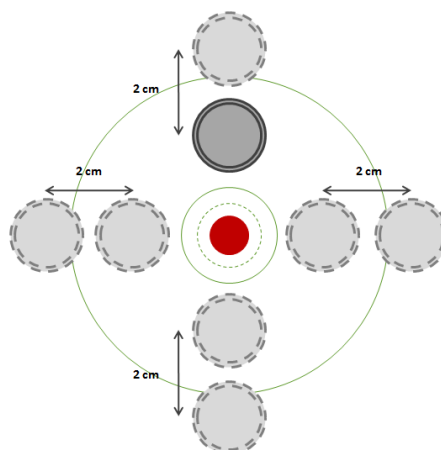


FIGURA 6.1 – ESQUEMA REPRESENTATIVO DA MONTAGEM USADA PARA OS PERFIS DE CAMPO HORIZONTAIS E VERTICAIS – VISTA FRONTAL

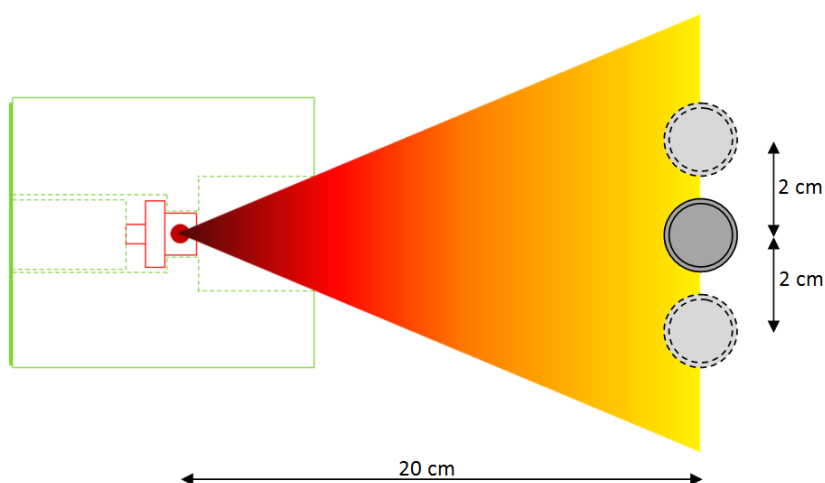


FIGURA 6. 2 – ESQUEMA REPRESENTATIVO DA MONTAGEM USADA PARA TRAÇAR OS PERFIS DE CAMPO, A 20 CM.

Os valores foram obtidos em unidades de carga. As medições iniciaram-se com um tempo de aquisição no electrómetro, de 60 s e quando os valores de carga lidos nesse intervalo apresentavam valores muito baixos aumentava-se o tempo de aquisição, para 120 s e 180 s, fazendo depois os cálculos necessários de modo a que todos os valores fossem comparáveis entre si. Registaram-se os valores de pressão e temperatura para fazer a correcção necessária para que os resultados venham em termos da pressão e temperatura de referência (20 °C e 1013,25 hPa), e retiraram-se aos valores medidos o valor da carga sem a presença do irradiador na sala. A radiação de fundo origina uma carga de  $1,2 \text{ pC/s}$ . Para cada posição efectuaram-se 5 medidas. O valor final foi obtido subtraindo à carga lida o valor da carga de fundo e depois multiplicando pelo factor de correcção da pressão e temperatura,  $N_{T, P}$ .

$$Q = M \times N_{T,P}$$

$$M = Q_{medida} - Q_{fundo}$$

$$N_{T,P} = \frac{273,15 + T}{293,15} \times \frac{1013,25}{P}$$

As incertezas foram calculadas aplicando a lei de propagação das incertezas à expressão da carga corrigida, sendo que os factores que contribuem para a incerteza são o valor da medida, a pressão e a temperatura.

Em anexo (Anexo F) apresentam-se os valores de carga e respectivas incertezas, para cada posição de cada um dos perfis de campo obtidos experimentalmente. As incertezas não foram representadas graficamente uma vez que não eram visíveis no gráfico.

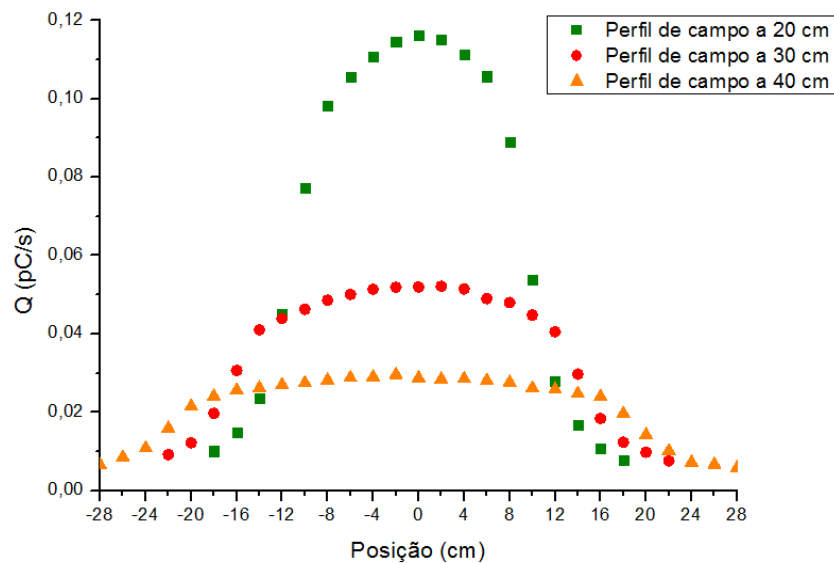


FIGURA 6.3 - PERFIS DE CAMPO HORIZONTAIS, OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE

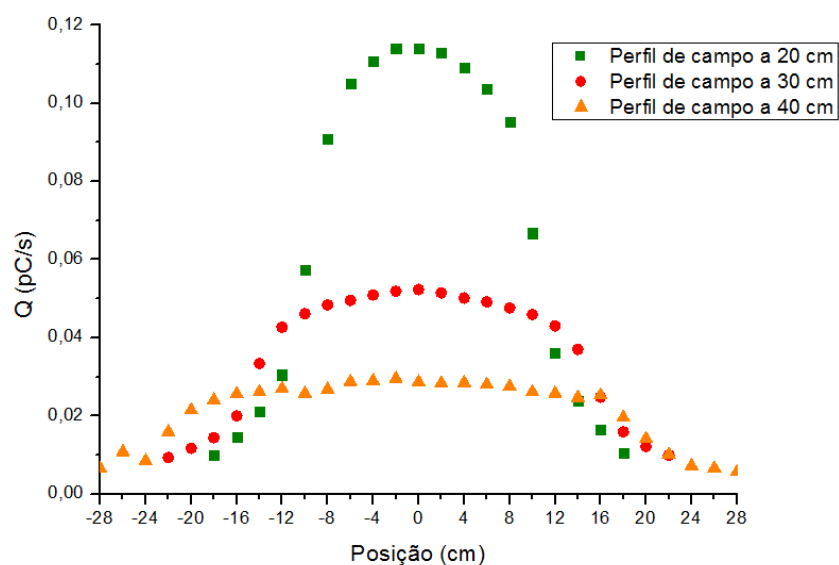


FIGURA 6.4 - PERFIS DE CAMPO VERTICAIS, OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE

Verifica-se que tanto os perfis horizontais como verticais estão centrados e têm comportamentos semelhantes.

Em relação à largura a meia altura verifica-se que aumenta linearmente com a distância à câmara. Os valores estão representados na figura seguinte.

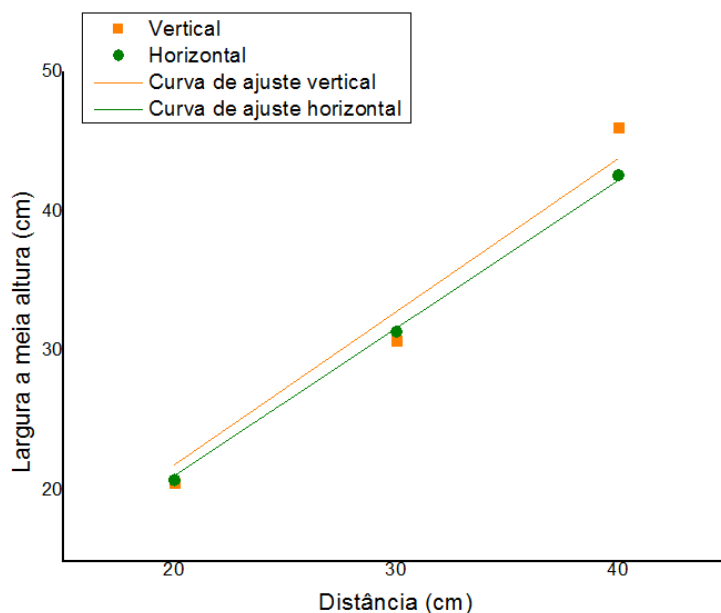


FIGURA 6.5 - LARGURA A MEIA ALTURA PARA OS PERFIS HORIZONTAIS E VERTICAIS

Segundo a curva de ajuste é possível calcular a largura a meia altura esperada para o perfil a 100 cm.

*Largura a meia altura para o perfil vertical a 100 cm =  $1,09517 \times 100,0 = 109,5 \text{ cm}$*

*Largura a meia altura para o perfil horizontal a 100 cm =  $1,05586 \times 100,0 = 105,6 \text{ cm}$*

A Largura esperada de ambos os perfis é bastante próxima de 100 cm, tal como se pretendia.

### 6.1.2 Perfis de campo obtidos por Monte Carlo

Utilizou-se o método de simulação de Monte Carlo para determinar os perfis de campo, de modo a comparar com os obtidos experimentalmente. Reproduziu-se a geometria do irradiador, em chumbo, contendo o invólucro de PMMA e este contendo uma fonte isotrópica com uma energia de 661,66 keV. Reproduziu-se também a geometria da câmara de ionização, como um cilindro de PMMA, com um raio de 1,55 cm, altura de 5,1 cm e volume sensível de  $30 \text{ cm}^3$ , ao que se fez corresponder o volume do detector. Nos cálculos de simulação construiu-se um ficheiro de entrada de dados tal maneira que a câmara foi colocada às distâncias pretendidas da fonte e depois variou-se a posição de 2 cm em 2 cm, para ambos os lados. Através deste método só se determinou um conjunto de perfis ao passo que experimentalmente se determinaram na horizontal e vertical. Isto deve-se ao facto de neste caso os perfis obtidos serem iguais uma vez que na simulação não há desvios relativamente à simetria cilíndrica.

Para determinar os perfis calculou-se o valor de kerma-no-ar para cada partícula gerada por simulação, no interior da câmara de ionização. Neste caso determinaram-se os perfis a 20 cm, 30 cm, 40 cm e também o perfil a 100 cm da fonte, de modo a comparar a sua largura a meia altura com a esperada a partir dos valores experimentais.

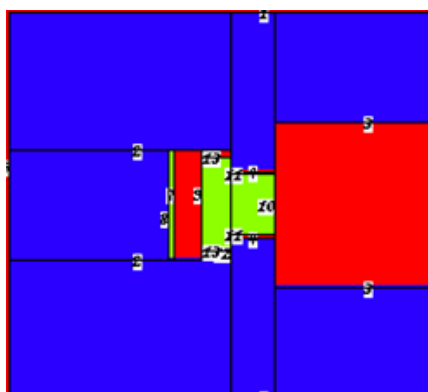


FIGURA 6.6 – GEOMETRIA UTILIZADA EM MONTE CARLO PARA REPRESENTAR O IRRADIADOR



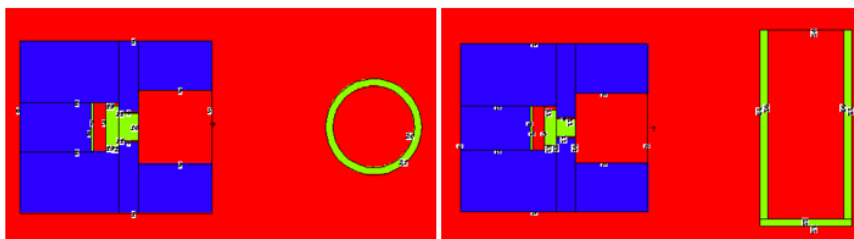


FIGURA 6.7 – IRRADIADOR E CÂMARA DE IONIZAÇÃO – VISTA SUPERIOR E LATERAL

Na figura seguinte estão representados os perfis de campo obtidos pelo método de simulação de Monte Carlo.

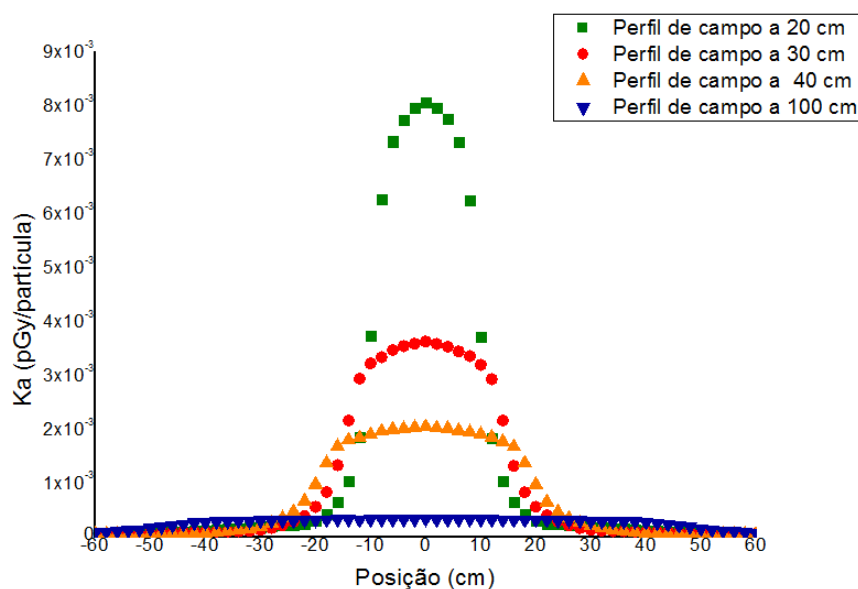


FIGURA 6.8 - PERFIS DE CAMPO OBTIDOS POR MONTE CARLO

As incertezas associadas a estes resultados são muito reduzidas (inferiores a 1%) devido ao elevado número de histórias usado na simulação.

### 6.1.3 Comparação de resultados experimentais e de Monte Carlo

Normalizando tanto os perfis obtidos experimentalmente como os obtidos por simulação de Monte Carlo ao valor máximo, é possível comparar ambos os resultados.

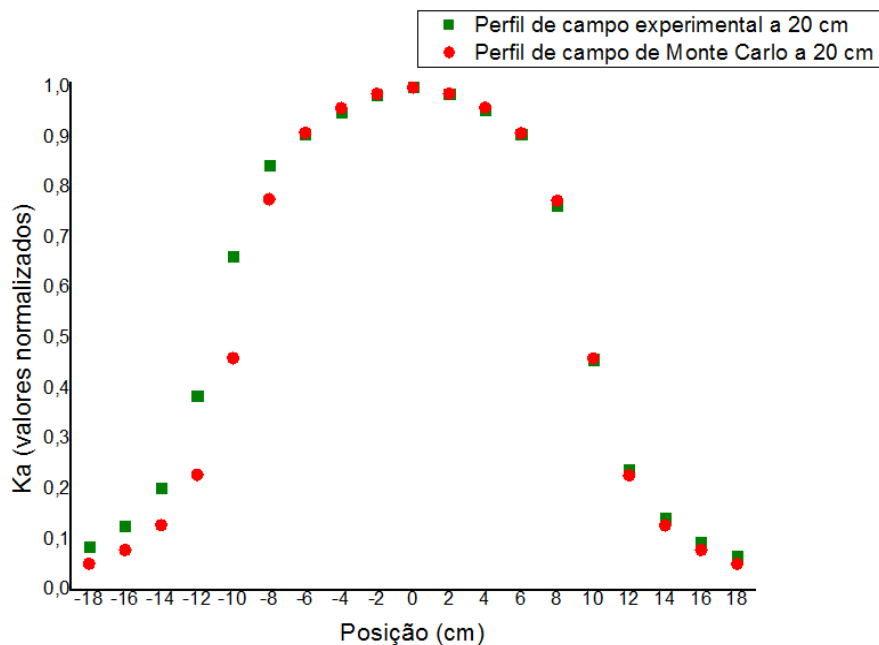


FIGURA 6.9 - COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS EXPERIMENTAIS HORIZONTAIS E DE MONTE CARLO, A 20 CM DA FONTE

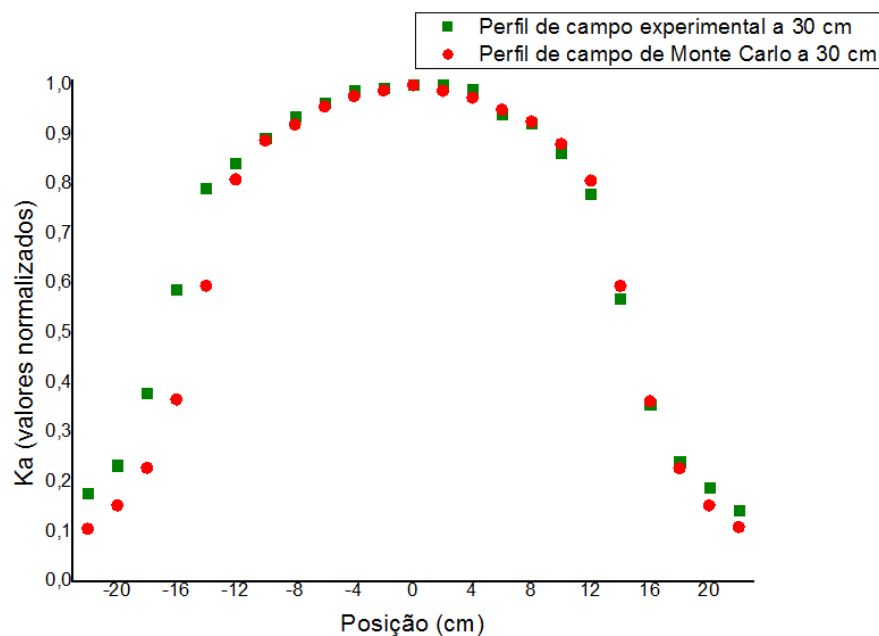


FIGURA 6.10 - COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS EXPERIMENTAIS HORIZONTAIS E DE MONTE CARLO, A 30 CM DA FONTE

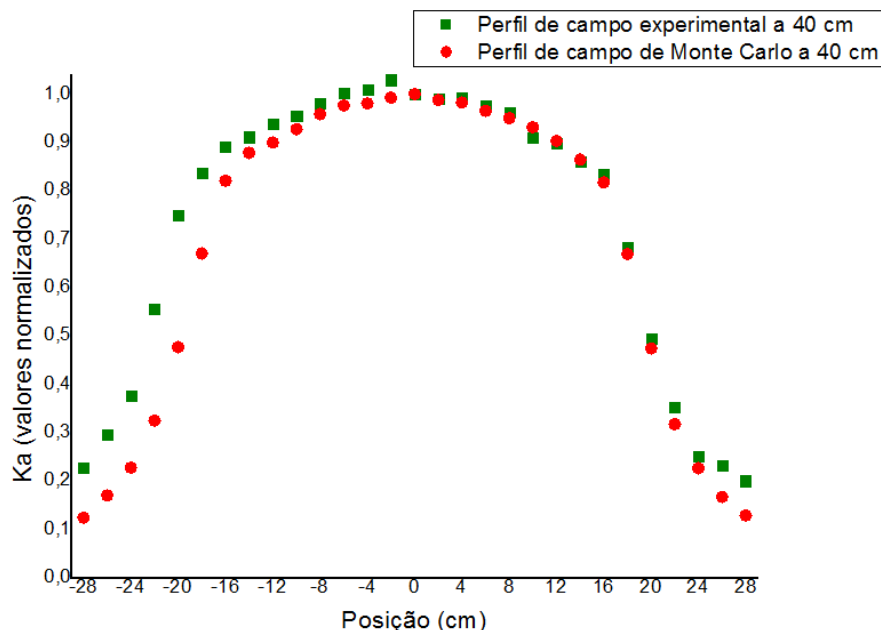


FIGURA 6.11 – COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS EXPERIMENTAIS HORIZONTAIS E DE MONTE CARLO, A 40 CM DA FONTE

Comparando a largura a meia altura dos perfis obtidos experimentalmente e dos perfis simulados verifica-se que a largura a meia altura dos perfis obtidos por simulação é sempre menor do que os obtidos experimentalmente, no entanto os valores são próximos. Verifica-se também que os perfis experimentais são sempre mais largos no lado negativo do eixo. Esta diferença pode justificar-se com um desvio da fonte à simetria cilíndrica, dentro do invólucro de PMMA.

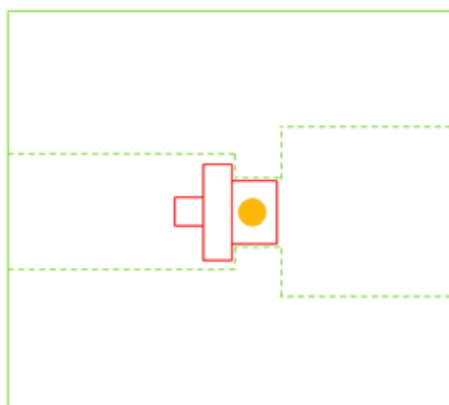
TABELA 6.1 – COMPARAÇÃO ENTRE AS LARGURAS A MEIA ALTURA DOS PERFIS OBTIDOS POR SIMULAÇÃO E OBTIDOS EXPERIMENTALMENTE

Perfil	Largura a meia altura (Cm)		Diferença (%)
Monte Carlo	20 cm	17,8	14,4%
Laboratório		20,8	
Monte Carlo	30 cm	28,8	8%
Laboratório		31,4	
Monte Carlo	40 cm	39,2	8%
Laboratório		42,6	
Monte Carlo	100 cm	98	6%
Laboratório		105,6 (por estimativa)	

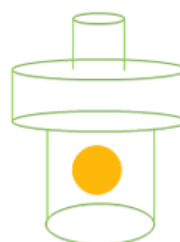
A largura a meia altura a 100 cm estimada pelos valores experimentais é bastante próxima da obtida no perfil de Monte Carlo. Optou-se por comparar apenas o valor estimado para o perfil horizontal.

### 6.1.5 Influência da variação da posição da fonte

Uma vez que se verificou que os valores experimentais para os perfis de campo originavam perfis com maior largura a meia altura, isto é, mais “abertos”, que os valores do Monte Carlo pensou-se que a causa pudesse ser a fonte não estar exactamente na posição que se considerou na geometria.

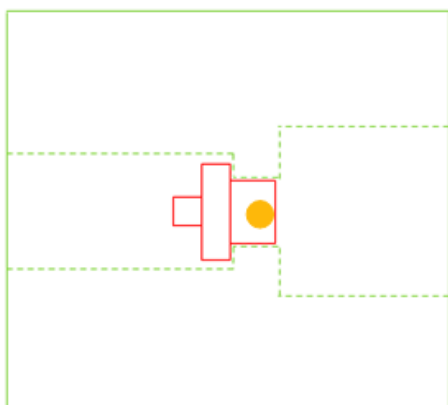


**FIGURA 6.12 - VISTA LATERAL DO IRRADIADOR; A AMARELO REPRESENTA-SE A LOCALIZAÇÃO CONSIDERADA DA FONTE**

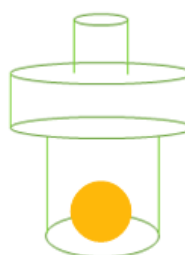


**FIGURA 6.13 - INVÓLUCRO DE PMMA CONTENDO A FONTE**

Usando-se o método de simulação de Monte Carlo testou-se a hipótese representada nas figuras seguintes. Nesta nova configuração aproximou-se mais a fonte da abertura do irradiador



**FIGURA 6.14 - NOVA POSIÇÃO DO CÉSIO, MAIS PRÓXIMA DA ABERTURA DO IRRADIADOR**



**FIGURA 6.15 - NOVA POSIÇÃO DO CÉSIO, NA CÁPSULA DE PMMA**

Com esta nova configuração esperava-se que os perfis obtidos por simulação apresentassem uma maior largura a meia altura, por a fonte estar mais próxima da abertura do irradiador, e assim se aproximassem mais das larguras a meia altura obtidas dos perfis experimentais.

Simulou-se o perfil de campo a 20 cm de modo a comparar a diferença que esta nova posição provoca e chegou-se à conclusão que a diferença não é significativa, sendo as diferenças entre as duas situações inferiores a 2,4%.

TABELA 6.2 – VALORES DE KERMA-NO-AR OBTIDOS POR SIMULAÇÃO PARA A CONFIGURAÇÃO INICIAL E PARA A FONTE DESLOCADA

Posição cm	Configuração inicial	Fonte deslocada
	Ka pGy/partícula	Ka pGy/partícula
-18	4,22E-04	4,16E-04
-16	6,42E-04	6,26E-04
-14	1,04E-03	1,03E-03
-12	1,85E-03	1,83E-03
-10	3,72E-03	3,66E-03
-8	6,27E-03	6,21E-03
-6	7,34E-03	7,33E-03
-4	7,74E-03	7,74E-03
-2	7,96E-03	7,97E-03
0	8,07E-03	8,07E-03
2	7,97E-03	7,97E-03
4	7,74E-03	7,75E-03
6	7,33E-03	7,33E-03
8	6,25E-03	6,20E-03
10	3,72E-03	3,67E-03
12	1,84E-03	1,82E-03
14	1,04E-03	1,02E-03
16	6,42E-04	6,33E-04
18	4,15E-04	4,07E-04

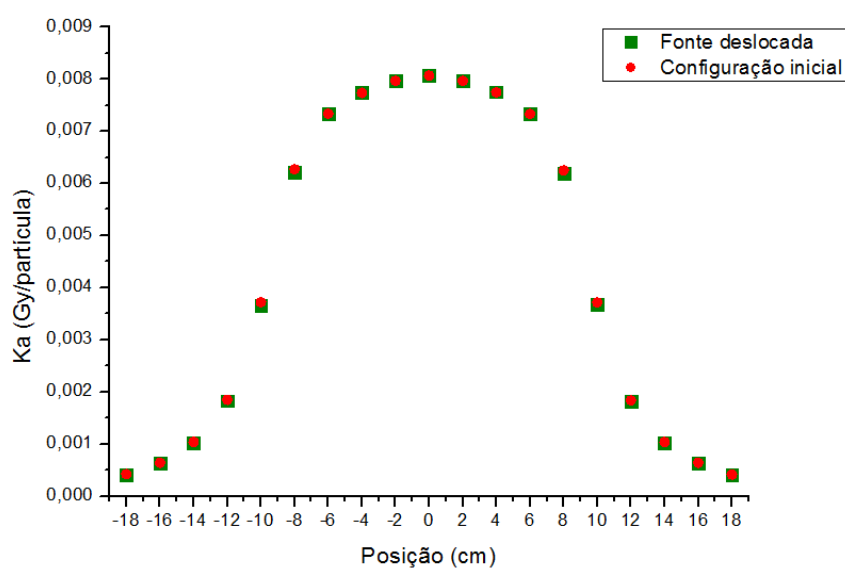


FIGURA 6.16 - COMPARAÇÃO DE PERFIS DE CAMPO DE MODO A VER A INFLUÊNCIA DA MUDANÇA DE POSIÇÃO DA FONTE

Na figura anterior verifica-se a pouca influência que esta alteração teve nos resultados de simulação. Uma vez que os novos resultados se encontram sobrepostos aos anteriores quer dizer que o perfil não se aproxima mais do obtido experimentalmente.

## 6.2 DOSIMETRIA

O principal objectivo deste trabalho foi fazer a dosimetria do irradiador, de modo a poder caracterizar, para várias distâncias o equivalente de dose ambiente. Valores esses que servirão de referência para efectuar verificações metrológicas com o irradiador.

Começou-se por realizar a dosimetria experimental e depois usou-se o método de simulação de Monte Carlo para determinar a dosimetria computacional. Os resultados foram depois comparados. Além disso utilizou-se o método de Monte Carlo para simular uma parede por trás da câmara, dado que os monitores alvos de verificações metrológicas muitas vezes estão fixos na parede.

### 6.2.1 Dosimetria experimental

No procedimento experimental, as câmaras utilizadas foram as câmaras PTW 23361 e PTW 32002 e foram alinhadas de modo a estarem centradas com a abertura do irradiador, isto é, de modo a estarem no centro do feixe. As medidas foram obtidas no electrómetro PTW UNIDOS em unidades de carga (coulomb). Foram realizadas medições desde uma distância de 10 cm (do local onde está situada a fonte, dentro do irradiador até ao centro da câmara) até uma distância de 200 cm, com variações de 10 cm, no caso da câmara 23361. No caso da câmara 32002 as medições realizaram-se entre 20 cm e 160 cm da fonte, uma vez que, devido ao maior diâmetro da câmara, não foi possível posicioná-la a 10 cm da fonte e verificou-se também que a partir de 160 cm os valores de carga lidos eram muito baixos.

As medições iniciaram-se com um tempo de aquisição no electrómetro, de 60 s e quando os valores de carga lidos nesse intervalo apresentavam valores muito baixos aumentava-se o tempo de aquisição, para 120 s e 180 s, fazendo depois os cálculos necessários de modo a que todos os valores fossem comparáveis entre si.

Para calcular o equivalente de dose ambiente experimental, para cada distância da fonte à câmara, subtraiu-se a carga medida sem a presença da fonte na sala aos valores com a fonte,  $M$  [C/s], multiplicou-se pelo factor de correcção para a pressão e temperatura,  $N_{p,T}$ , pelo

coeficiente de calibração em kerma-no-ar da câmara de ionização,  $N_{Ka}$  [Gy/C], e ainda pelo coeficiente de conversão  $H^*(10)/K_a$  correspondente à energia de 0,662 MeV, C.C. [Sv/Gy].

$$M = Q_{medida} - Q_{fundo}$$

$$N_{P,T} = \frac{273,15 + T}{293,15} \times \frac{1013,25}{P}$$

$$H^*(10) = M \times N_{P,T} \times N_{Ka} \times C.C. \quad [Sv/s]$$

As incertezas dos valores obtidos foram calculadas através da lei de propagação das incertezas aplicada à expressão anterior indicada para o cálculo do equivalente de dose ambiente. Os factores que contribuem para a incerteza são o valor da medida, a temperatura, a pressão, o coeficiente de calibração da câmara e o coeficiente de conversão C.C.

### 6.2.2 Dosimetria por método de simulação de Monte Carlo

Através do método de Monte Carlo determinou-se o kerma-no-ar para cada partícula gerada por simulação. Introduzindo alterações no ficheiro de entrada foi possível obter o resultado em equivalente de dose ambiente, directamente em Sv/partícula.

A geometria simulada corresponde à usada experimentalmente. Posicionou-se a câmara de ionização centrada com o feixe de radiação e simulou-se às mesmas distâncias à fonte, sempre de 10 cm em 10 cm. Fez-se a dosimetria entre 10 cm e 200 cm para a câmara PTW 23361 e entre 20 cm e 160 cm para a câmara PTW 32002. A câmara PTW 32002 foi representada por uma geometria esférica, com paredes de PMMA e um raio de 14 cm e volume sensível de 1 dm<sup>3</sup>. A geometria usada para a câmara PTW 23361 e para o irradiador foi anteriormente descrita, no capítulo referente aos perfis de campo.

Aos resultados obtidos por simulação de Monte Carlo está associada uma incerteza muito reduzida (inferior a 1%) em virtude de se ter usado um número de histórias muito grande na simulação.

### 6.2.3 Comparação de resultados experimentais e de Monte Carlo

De modo a ser possível comparar os valores de Monte Carlo com os valores experimentais para cada distância, para cada câmara, efectuou-se a razão entre os valores experimentais e de Monte Carlo fazendo depois a média desse conjunto de valores. Assim obtém-se um coeficiente de normalização expresso em *partículas/s*. Ao multiplicar os resultados de Monte Carlo por este coeficiente, ficam ambos os resultados expressos em *Sv/s*.

#### 6.2.3.1 Dosimetria com a câmara 23361

A geometria usada no Monte Carlo para simular a dosimetria com a câmara PTW 23361 está representada nas figuras seguintes (exemplo com a câmara de ionização a 10 cm da fonte).

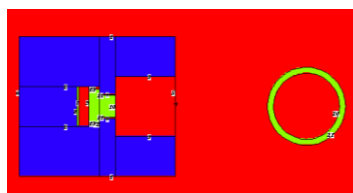


FIGURA 6.17 - CÂMARA 23361 E IRRADIADOR - VISTA SUPERIOR

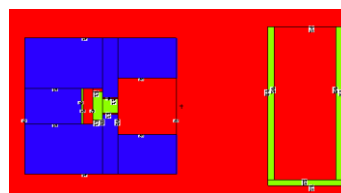


FIGURA 6.18 - CÂMARA 23361 E IRRADIADOR - VISTA LATERAL

Para esta câmara o coeficiente de calibração corresponde a  $9,37 \times 10^5 \text{ Gy/C}$ . O valor de  $H^*(10)$  de fundo medido foi  $3,34 \text{ nSv/s}$ . Este valor foi subtraído a todas as medidas. Os resultados de Monte Carlo foram normalizados aos valores experimentais e o coeficiente de normalização calculado neste caso foi  $1,39 \times 10^7 \text{ partículas/s}$ .

Os resultados experimentais e de Monte Carlo da dosimetria estão expressos na figura seguinte. Apenas se apresentam valores até 110 cm, embora se tenha feito a dosimetria até 200 cm. No entanto, a partir de 110 cm os valores experimentais apresentavam flutuações muito grandes, optando por não se apresentar.



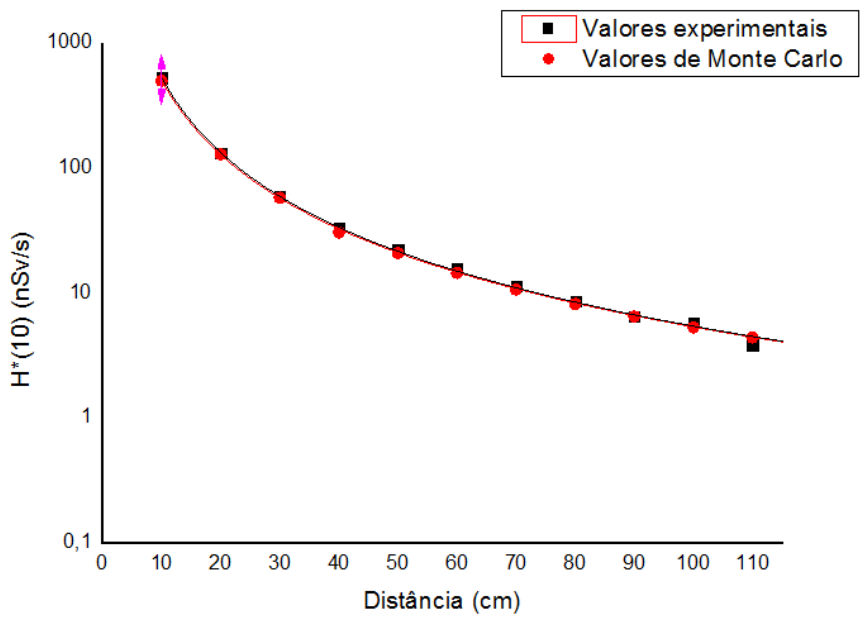


FIGURA 6.19 - RESULTADOS EXPERIMENTAIS E DE MONTE CARLO PARA A DOSIMETRIA COM A CÂMARA 23361

$$y = ax^b$$

TABELA 6.3 - TABELA CORRESPONDENTE À FIGURA ANTERIOR - VALOR DAS CURVAS DE AJUSTE

Curva	a	b	R <sup>2</sup>	Chi <sup>2</sup>
MC	47042,600±491,829	-1,970±0,004	0,9999	0,3134
Experimental	51388,850±604,234	-1,986±0,005	0,9999	0,4255

Estes resultados permitem comprovar a lei do inverso do quadrado da distância, obtendo-se um expoente de  $\approx 2$ , como esperado.

Os valores de  $H^*(10)$  para cada ponto experimental bem como as respectivas incertezas encontram-se em anexo (Anexo F). De seguida apresenta-se a tabela de avaliação de incertezas para o valor experimental de  $H^*(10)$  a 100 cm.

TABELA 6.4 – TABELA DE INCERTEZAS PARA  $H^*(10)$  A 100 CM DA FONTE – CÂMARA 23361

Grandeza	Estimativa	Incerteza padrão	Coefficiente de sensibilidade	Contribuição para a incerteza padrão
Medida	$5,16 \times 10^{-3} \text{ pC}$	$1,13 \times 10^{-4} \text{ pC}$	$1,1 \times 10^6 \text{ pSv}/(\text{C} \cdot \text{s})$	$1,6 \times 10^4 \text{ pSv/s}$
Temperatura	$293,95 \text{ K}$	$0,03 \text{ K}$	$20 \text{ pSv}/(\text{K} \cdot \text{s})$	$0,35 \text{ pSv/s}$
Pressão	$1015,6 \text{ hPa}$	$0,05 \text{ hPa}$	$-4,9 \text{ pSv}/(\text{hPa} \cdot \text{s})$	$0,06 \text{ pSv/s}$
Coefficiente de calibração $N_{Ka}$	$9,37 \times 10^5 \text{ Gy/C}$	$8,43 \times 10^3 \text{ Gy/C}$	$6,2 \times 10^{-3} \text{ pSv} \cdot \text{C}/(\text{Gy} \cdot \text{s})$	$2,7 \times 10^3 \text{ pSv/s}$
Coefficiente de conversão C.C.	$1,2 \text{ Sv/Gy}$	$0,024 \text{ Sv/Gy}$	$4,8 \times 10^3 \text{ pGy/s}$	$1,3 \times 10^4 \text{ pSv/s}$
Incerteza				$0,180 \text{ nSv/s}$

O valor de  $H^*(10)$  para 100 cm é  $5,878 \text{ nSv/s}$  com uma incerteza de  $0,180 \text{ nSv/s}$ .

A incerteza dos valores obtidos por Monte Carlo é muito baixa (inferior a 1%) uma vez que se usou um número de histórias muito grande.

### 6.2.3.2 Dosimetria com a câmara 32002

A geometria usada no Monte Carlo para simular esta situação está representada nas figuras seguintes (exemplo com a câmara de ionização a 20 cm da fonte).

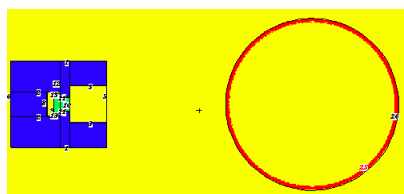


FIGURA 6.20 - CÂMARA 32002 E IRRADIADOR - VISTA SUPERIOR

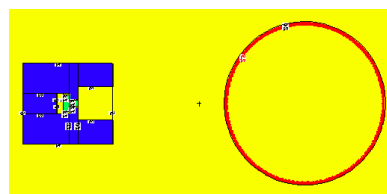


FIGURA 6.21 - CÂMARA 32002 E IRRADIADOR - VISTA LATERAL

Esta câmara tem um coeficiente de calibração de  $2,548 \times 10^4 \text{ Gy/C}$ . O valor de  $H^*(10)$  de fundo medido foi  $0,90 \text{ nSv/s}$ . Este valor foi subtraído a todas as medidas. Os resultados de Monte Carlo estão normalizados aos valores experimentais. Para a câmara 32002 o coeficiente de normalização calculado corresponde a  $1,76 \times 10^8 \text{ partículas/s}$ .

Os resultados com esta câmara estão expressos no gráfico seguinte

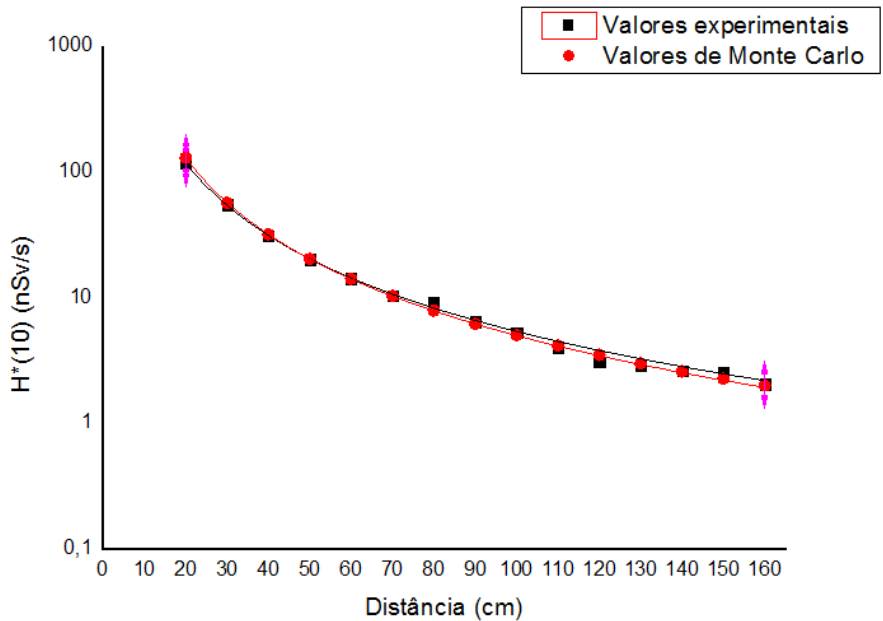


FIGURA 6.22 - RESULTADOS EXPERIMENTAIS E DE MONTE CARLO PARA A DOSIMETRIA COM A CÂMARA 32002

$$y = ax^b$$

TABELA 6.5 - TABELA CORRESPONDENTE À FIGURA ANTERIOR - VALOR DAS CURVAS DE AJUSTE

Curva	a	b	R <sup>2</sup>	Chi <sup>2</sup>
MC	55974,762±349,956	-2,023±0,002	0,9999	0,0072
Experimental	36928,500±1201,647	-1,916±0,010	0,9998	0,1913

Tal como os anteriores, estes resultados apresentam um bom ajuste e expoentes próximos do esperado.

Os valores de  $H^*(10)$  para cada ponto experimental bem como as respectivas incertezas encontram-se em anexo (Anexo F). De seguida apresenta-se também a tabela de avaliação de incertezas para o valor experimental de  $H^*(10)$  a 100 cm.

**TABELA 6.6 – TABELA DE INCERTEZA PARA  $H^*(10)$  A 100 CM DA FONTE – CÂMARA 32002**

Grandeza	Estimativa	Incerteza padrão	Coefficiente de sensibilidade	Contribuição para a incerteza padrão
Medida	0,1717 pC	$1,28 \times 10^{-2}$ pC	$3,1 \times 10^4$ pSv/(C.s)	$1,5 \times 10^5$ pSv/s
Temperatura	293,45 K	0,03 K	18 pSv/(K.s)	0,29 pSv/s
Pressão	1013,6 hPa	0,05 hPa	-4,5 pSv/(hPa.s)	0,05 pSv/s
Coefficiente de calibração $N_{Ka}$	$2,548 \times 10^4$ Gy/C	$1,5 \times 10^2$ Gy/C	0,21 pSv.C/(Gy.s)	$9,6 \times 10^2$ pSv/s
Coefficiente de conversão C.C.	1,2 Sv/Gy	0,024 Sv/Gy	$4,4 \times 10^3$ pGy/s	$1,1 \times 10^4$ pSv/s
Incerteza				0,406 nSv/s

O valor de  $H^*(10)$  para 100 cm é 5,327 nSv/s com uma incerteza de 0,406 nSv/s.

A incerteza dos valores obtidos por Monte Carlo é muito baixa (inferior a 1%) uma vez que se usou um número de histórias muito grande.

## 6.2.4 Influência de uma parede

De modo a estudar a influência de uma parede atrás do monitor fixo de área, repetiram-se as simulações de dosimetria, para as várias distâncias, sempre com uma parede de 2m x 2m e uma espessura de 20 cm, por trás da câmara de ionização. Usou-se a composição atómica do betão para realizar a simulação, tal como consta na tabela seguinte.

**TABELA 6.7 - COMPOSIÇÃO ATÓMICA USADA NOS FICHEIROS DE ENTRADA (13)**

Elemento químico	Número atómico	Contribuição percentual (%)
Oxigénio	8	54
Sódio	11	2
Alumínio	13	3
Silício	14	35
Cálcio	20	4
Ferro	26	2

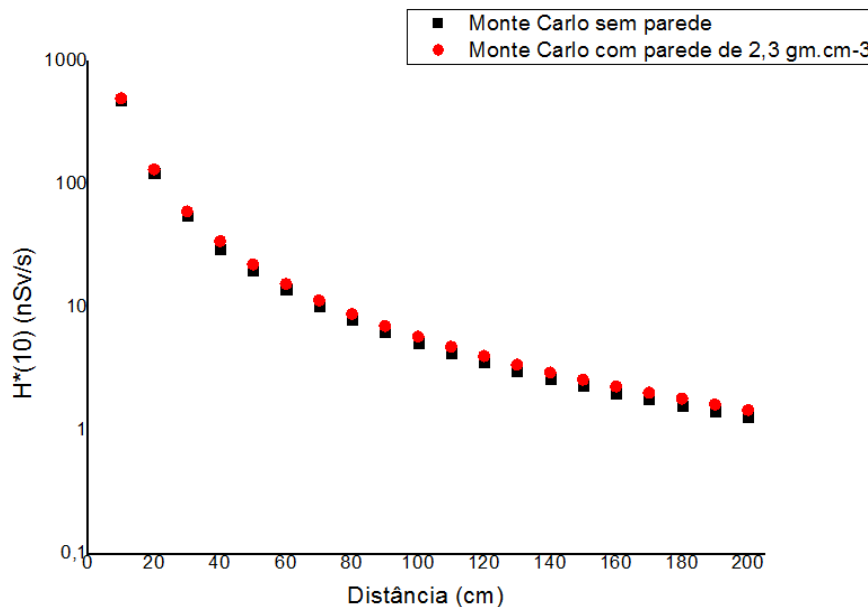
Estes resultados foram obtidos com a câmara de ionização PTW 23361.

Usaram-se duas densidades diferentes para a parede, uma com um valor elevado e outra com um valor baixo. Como valor mais baixo escolheu-se  $1,5 \text{ g.cm}^{-3}$ , uma densidade próxima da densidade de alguns tipos de plástico, como por exemplo o PVC (policloroeteno). Como valor mais alto usou-se  $2,3 \text{ g.cm}^{-3}$ , um valor que corresponde à densidade do betão.

As incertezas associadas a estes resultados apresentam valores de incerteza muito reduzidos (inferiores a 1%) uma vez que se usou um número de histórias muito grande na simulação.

#### 6.2.4.1 Dosimetria com parede de alta densidade

Usando-se uma densidade de  $2,3 \text{ g/cm}^3$  procedeu-se às simulações e os resultados estão expressos na figura seguinte.



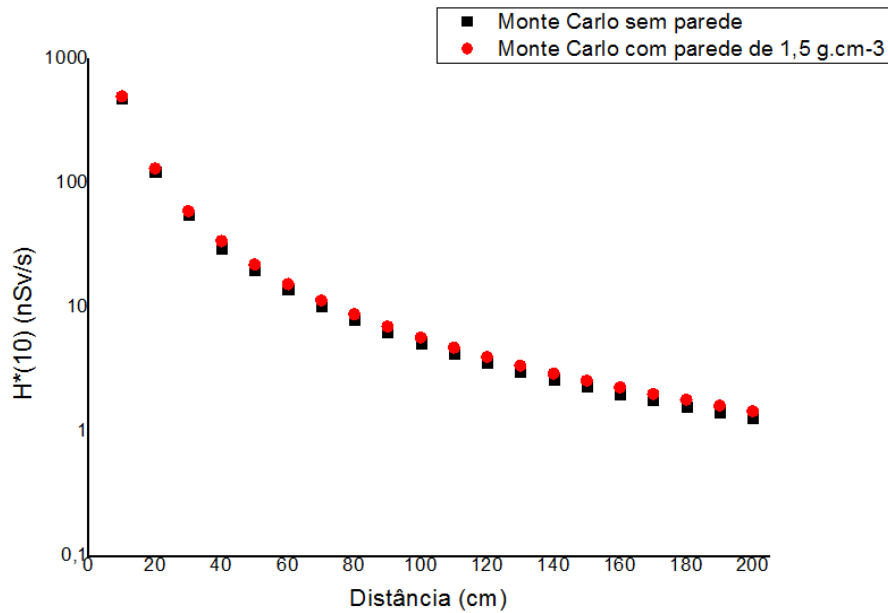
**FIGURA 6.23 – RESULTADOS OBTIDOS POR MONTE CARLO PARA A SITUAÇÃO EM QUE SE TEM UMA PAREDE DE DENSIDADE 2,3 G.CM-3 POR TRÁS DO DETECTOR E A SITUAÇÃO EM QUE NÃO SE TEM PAREDE**

Denota-se que à medida que a distância vai aumentando, também a diferença entre os valores de equivalente de dose ambiente para as duas situações vai aumentando. O  $H^*(10)$  na presença da parede vai-se tornando cada vez mais elevado que sem a parede. Estas diferenças variam entre valores como 2,9% (para a distância de 10 cm) até 14,6% (para a distância de 200 cm).

#### 6.2.4.2 Dosimetria com parede de baixa densidade

Usando a mesma composição atómica, alterou-se a densidade para um valor menor de modo a verificar se existem diferenças. Usou-se para a densidade da parede o valor de  $1,5 \text{ g/cm}^3$ .

Os resultados da simulação estão expressos na figura seguinte.



**FIGURA 6.24 – RESULTADOS OBTIDOS POR MONTE CARLO PARA A SITUAÇÃO EM QUE SE TEM UMA PAREDE DE DENSIDADE  $1,5 \text{ g.cm}^{-3}$  POR TRÁS DO DETECTOR E A SITUAÇÃO EM QUE NÃO SE TEM PAREDE**

Tal como no caso anterior, também a diferença entre os valores de equivalente de dose ambiente com e sem parede vai aumentando à medida que se aumenta a distância, sendo o valor com parede cada vez mais elevado. As diferenças variam entre 2,4% (para 10 cm) e 12,2% (para 200 cm).

#### 6.2.4.3 Comparação entre as duas paredes

Comparando as curvas para a presença de parede com as duas densidades diferentes verifica-se que os valores são muito próximos.

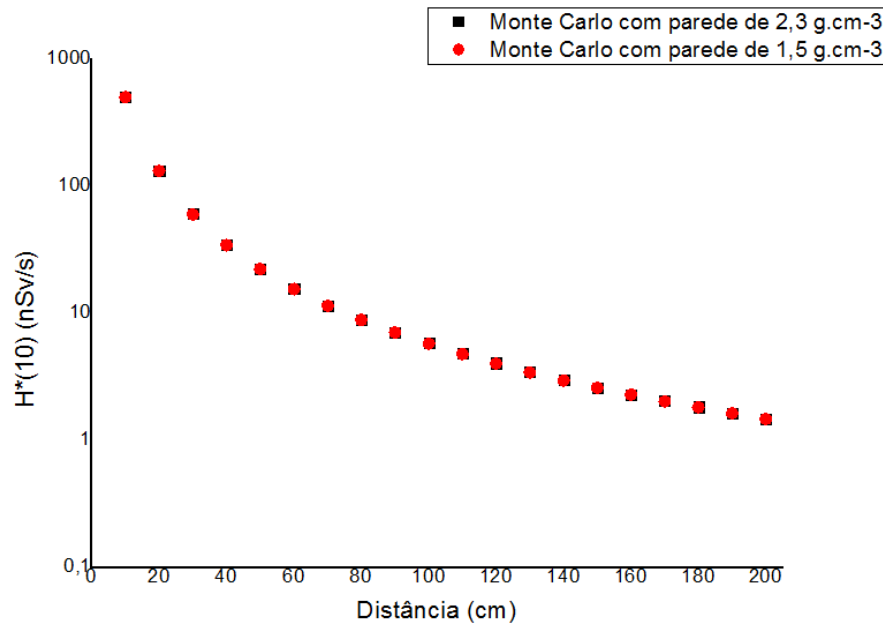


FIGURA 6.25 - COMPARAÇÃO ENTRE AS DUAS DIFERENTES DENSIDADES PARA A PAREDE

Pode-se assim dizer que a influência da densidade da parede não é muito significativa. No entanto, a parede com maior densidade apresenta valores de equivalente de dose ambiente maiores, tal como esperado. Isto deve-se ao facto de haver maior probabilidade dos fotões que chocam com a parede serem reflectidos na direcção contrária em que foram emitidos, uma vez que uma densidade maior corresponde a mais átomos por unidade de volume, havendo maior probabilidade de choques entre os fotões e os átomos da parede.

### 6.2.5 Influência de um tubo de Alumínio

Adaptou-se ao irradiador um tubo de Alumínio de modo a ser mais fácil o manuseamento do irradiador.

O tubo tem 160 cm de comprimento um diâmetro exterior de 1,6 cm e uma espessura de 0,2 cm. Foi colocado na parte lateral do irradiador, de modo a que o comprimento desde o local onde está a fonte até à ponta do tubo o comprimento fosse 100 cm. Assim o tubo serve também para se ter uma referência da distância a que a fonte está do monitor de área a verificar.



FIGURA 6.26 - EXEMPLO DA UTILIDADE DO TUBO NUM TRABALHO DE VERIFICAÇÃO METROLÓGICA DUM MONITOR DE ÁREA FIXO

#### 6.2.5.1 Dosimetria com a câmara 23361

Nas medições laboratoriais o procedimento foi igual ao usado aquando da dosimetria inicial, tendo o tempo de aquisição sido ajustado consoante as necessidades. O tubo foi colocado na parte lateral do irradiador, não interferindo assim com o percurso da câmara ao longo das diferentes distâncias.

A geometria usada no Monte Carlo, para fazer a simulação está representada nas figuras seguintes, tendo-se introduzido na geometria o tubo de Alumínio.



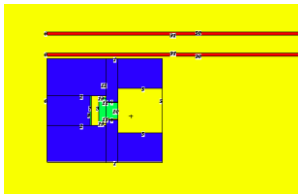


FIGURA 6.27 - IRRADIADOR E TUBO

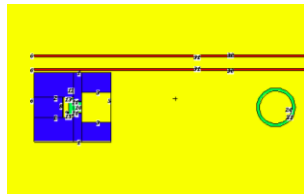


FIGURA 6.28 - IRRADIADOR, TUBO E CÂMARA (A UMA DISTÂNCIA DE 20 CM)

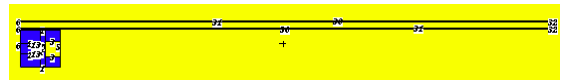


FIGURA 6.29- VISUALIZAÇÃO COMPLETA DO IRRADIADOR E DO TUBO

Experimentalmente obtiveram-se os resultados representados na figura seguinte.

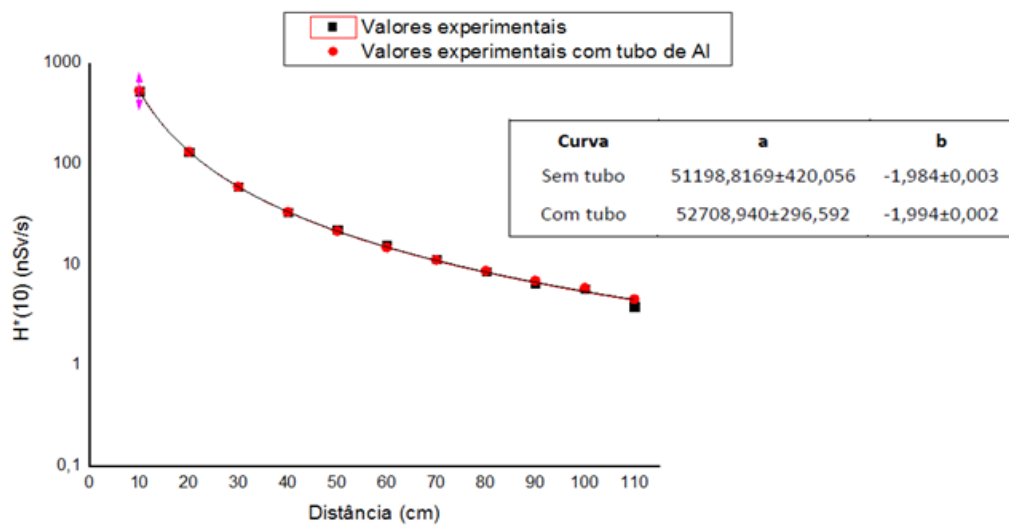


FIGURA 6.30 – EQUIVALENTE DE DOSE AMBIENTE OBTIDO EXPERIMENTALMENTE PARA A DOSIMETRIA COM A CÂMARA 23361 E COM A PRESENÇA DO TUBO DE ALUMÍNIO

O valor de  $H^*(10)$  de fundo medido foi  $3,34 \text{ nSv/s}$ . Este valor foi subtraído a todas as medidas.

Realizou-se a dosimetria até 200 cm mas apenas se apresentam valores até 110 cm uma vez que para além dessa distância as flutuações dos resultados eram muito grandes.

Comparando-se os valores verifica-se que são muito próximos, no entanto os valores com tubo tendem a ser ligeiramente mais elevados (as diferenças vão até 5% mais). No entanto através da análise das curvas de ajuste verifica-se que os valores são estatisticamente iguais.

Os valores de  $H^*(10)$  correspondentes a cada ponto experimental encontram-se em anexo bem como as respectivas incertezas.

Os resultados obtidos por simulação encontram-se representados na figura seguinte.

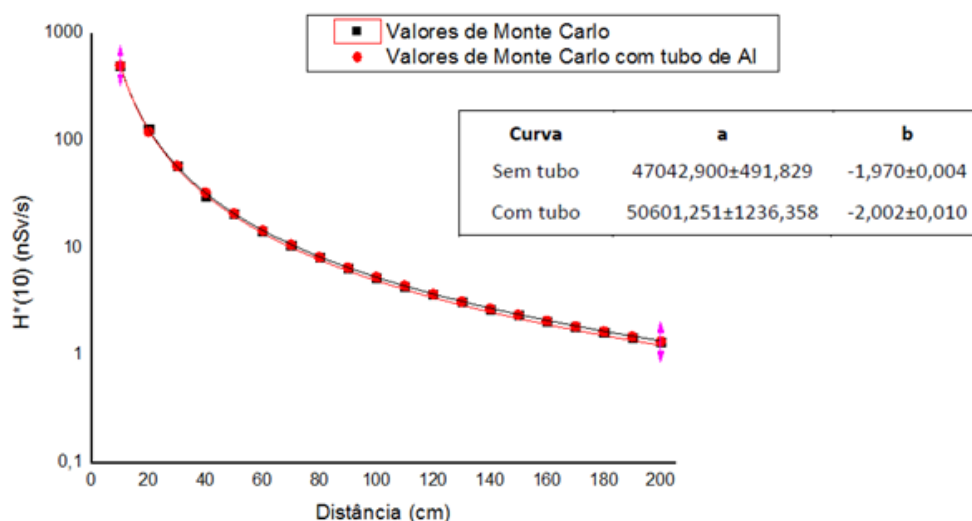


FIGURA 6.31 – EQUIVALENTE DE DOSE AMBIENTE OBTIDO POR SIMULAÇÃO EM MONTE CARLO PARA A DOSIMETRIA COM A CÂMARA 23361 E COM A PRESENÇA DO TUBO DE ALUMÍNIO

Neste caso tem-se diferenças inferiores a 2% e os valores de equivalente de dose ambiente com tubo são superiores aos valores em tubo.

Neste caso verifica-se que a influência do tubo nos resultados de  $H^*(10)$  é desprezível, uma vez que os valores obtidos na presença do tubo são estatisticamente iguais aos obtidos sem o tubo. O acréscimo de  $H^*(10)$  verificado com tubo pode ser explicado pelo facto do  $H^*(10)$  depender directamente do número de fótons que chegam ao detector, sendo que podem existir fótons emitidos da fonte com uma direcção que não a do detector (representados a vermelho no esquema seguinte) mas que ao chocarem com o tubo podem ser reflectidos na direcção do detector e serem assim detectados.

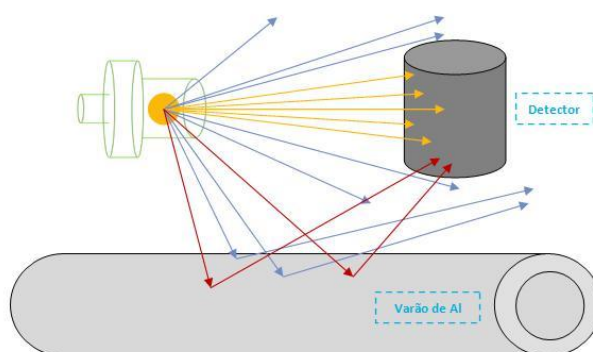


FIGURA 6.32 - ESQUEMA REPRESENTATIVO DA INTERFERÊNCIA DO TUBO COM A CÂMARA 23361

6.2.5.2 Dosimetria com a câmara 32002

Uma vez que esta câmara é maior que a anterior, a sua colocação interferiu com a posição do tubo, tendo obrigado a uma deslocação do tubo aquando da deslocação da câmara, para distâncias iguais ou inferiores a 100 cm (para distâncias maiores que 100 cm o tubo não interfere com a câmara). Nesta situação o tubo está “dentro” do feixe proveniente da fonte que vai ser medido pela câmara, o que pode originar resultados diferentes do esperado.

Nas figuras seguintes ilustra-se a geometria usada para fazer as medidas.

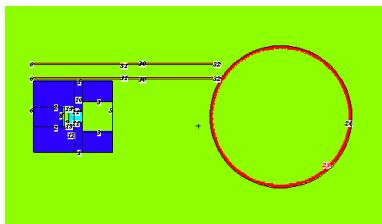


FIGURA 6.33 – IRRADIADOR, TUBO E CÂMARA DE IONIZAÇÃO (A 20 CM DA FONTE)

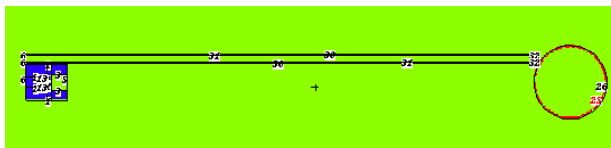


FIGURA 6.34 - IRRADIADOR, TUBO E CÂMARA DE IONIZAÇÃO (A 100 CM)

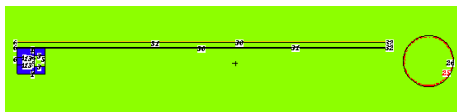


FIGURA 6.35 - IRRADIADOR, TUBO E CÂMARA DE IONIZAÇÃO (A 110 CM)

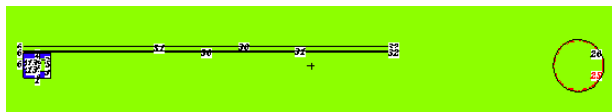


FIGURA 6.36 - IRRADIADOR, TUBO E CÂMARA DE IONIZAÇÃO (A 170 CM)

Os valores obtidos experimentalmente encontram-se representados na figura seguinte.

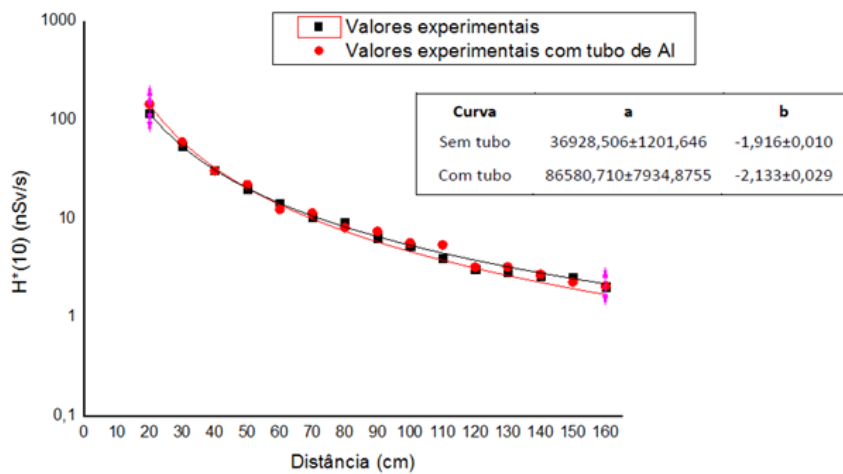
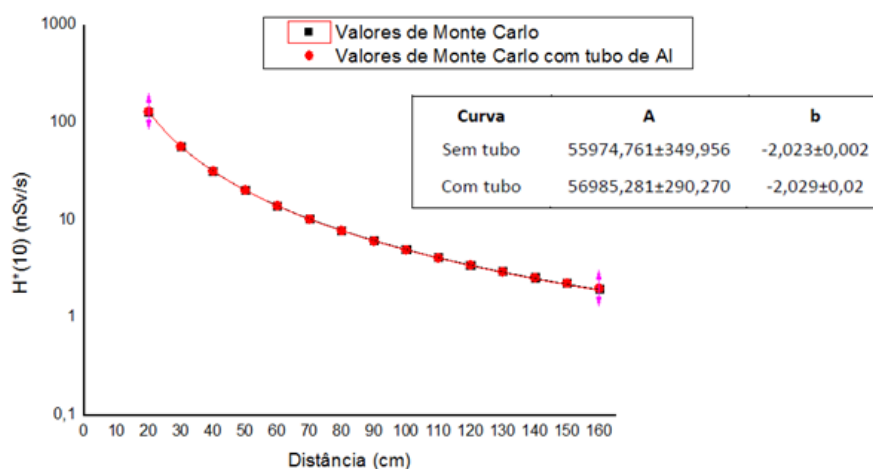


FIGURA 6.37 – EQUIVALENTE DE DOSE AMBIENTE OBTIDO EXPERIMENTALMENTE PARA A DOSIMETRIA COM A CÂMARA 32002 E COM A PRESENÇA DO TUBO DE ALUMÍNIO

O valor de  $H^*(10)$  de fundo medido foi  $0,90 \text{ nSv/s}$ . Este valor foi subtraído a todas as medidas.

Pela análise das curvas de ajuste verifica-se que até 60 cm os valores sem tubo são superiores aos valores com tubo e a partir desta distância a posição inverte-se. No entanto as diferenças entre as duas curvas são muito pequenas

Os resultados obtidos por Monte Carlo encontram-se ilustrados na figura seguinte.

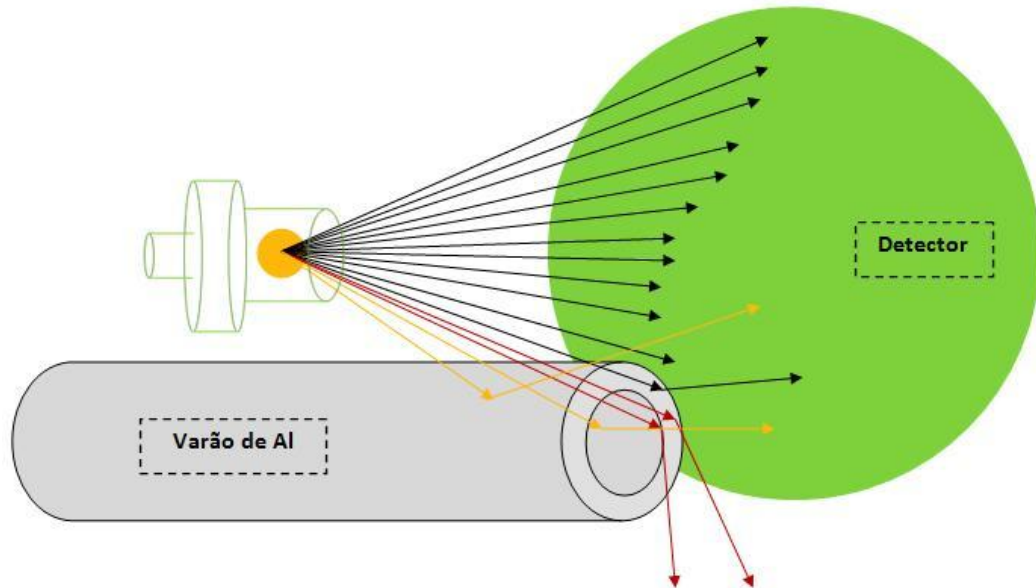


**FIGURA 6.38 – EQUIVALENTE DE DOSE AMBIENTE OBTIDO POR SIMULAÇÃO EM MONTE CARLO PARA A DOSIMETRIA COM A CÂMARA 32002 E COM A PRESENÇA DO TUBO DE ALUMÍNIO**

Segundo os valores obtidos por Monte Carlo tem-se diferenças inferiores a 1,5% e os valores de equivalente de dose ambiente com tubo são inferiores aos valores sem tubo. No entanto, segundo os valores das curvas de ajuste verifica-se que os resultados são estatisticamente iguais.

Neste caso, segundo os resultados experimentais, verifica-se um ligeiro acréscimo de  $H^*(10)$  para distâncias maiores que 60 cm. No entanto o acréscimo é muito reduzido. A diferença pode-se dever ao facto de, neste caso, o tubo interferir com o feixe de radiação que chega à câmara. Neste caso podem acontecer duas situações distintas. Uma vez que o tubo interfere com o feixe, pode haver fótons que, sem a presença do tubo, tinham a direcção da câmara, e assim chocam com o tubo e são reflectidos noutra direcção ou absorvidos por este, não sendo detectados (fótons representados a vermelho na figura seguinte). Pode haver também a situação contrária, fótons que se não chocassem com o tubo não teria a direcção

da câmara e não seriam detectados mas que assim, ao chocarem com o tubo, são reflectidos na direcção desta e detectados (fotões representados a amarelo na figura seguinte).



**FIGURA 6.39 – ESQUEMA REPRESENTATIVO DA INTERFERÊNCIA DO TUBO COM A CÂMARA 32002**

## 6.2.6 Valores de referência em verificações metrológicas com o irradiador

Quando se usa o irradiador para verificações metrológicas deve-se avaliar a situação em termos do tamanho e volume do monitor e da posição do tubo de modo a que se possa concluir se a situação é mais próxima da observada com a câmara 23361 ou da observada com a câmara 32002. Com a câmara 23361, por esta ter um volume pequeno, o tubo de Alumínio não fica no meio do feixe de radiação que chega à câmara. No caso da câmara 32002, por esta ter um volume maior, o tubo de Alumínio fica no interior do feixe que chega à câmara. Depois de identificada a situação mais próxima, devem-se usar como referência os valores da tabela seguinte. Estes valores correspondem aos valores obtidos através das curvas de ajuste da dosimetria com o tubo de Alumínio para as câmaras PTW 23361 e PTW 32002.

TABELA 6.8 – VALORES DE REFERÊNCIA PARA A DOSIMETRIA COM O TUBO DE ALUMÍNIO E PARA CADA UMA DAS DUAS CÂMARAS

Distâncias (cm)	Câmara 23361 H*(10) (nSv/s)	Câmara 32002 H*(10) (nSv/s)
10	534,42	
20	134,16	145,32
30	59,77	61,20
40	33,68	33,13
50	21,58	20,58
60	15,01	13,95
70	11,03	10,04
80	8,46	7,55
90	6,69	5,88
100	5,42	4,69
110	4,48	3,83
120		3,18
130		2,68
140		2,29
150		1,98
160		1,72

Caso o monitor tenha uma parede por trás deve-se fazer uma correcção no valor devido a essa parede. A tabela seguinte apresenta a variação percentual que se deve acrescentar ao valor lido, caso o monitor esteja encostado à parede.

**TABELA 6.9 – PERCENTAGEM QUE DEVE SER ACRESCENTADA AO VALOR LIDO CASO EXISTA UMA PAREDE POR TRÁS DO DETECTOR**

<b>Distâncias (cm)</b>	<b>Parede de alta densidade</b>	<b>Parede de baixa densidade</b>
	<b><math>\Delta</math> (%)</b>	<b><math>\Delta</math> (%)</b>
10	2,9	2,4
20	6,1	4,2
30	7,9	5,4
40	16,9	7,0
50	10,8	8,2
60	10,7	8,5
70	11,1	8,9
80	11,8	9,6
90	12,6	9,6
100	13,0	9,5
110	12,4	9,3
120	13,0	10,3
130	13,2	10,7
140	13,0	10,4
150	12,9	10,2
160	13,1	10,7
170	13,5	11,0
180	14,1	11,5
190	14,5	11,8
200	14,6	12,2

## 7. TESTES EM MONITORES DE ÁREA FIXOS DO RPI

Realizaram-se testes em duas câmaras de ionização que são usadas para controlo metrológico do equivalente de dose ambiente em duas salas do Reactor Português de Investigação, no ITN. O irradiador foi usado com o tubo. Irradiou-se as câmaras de modo a fazer 20 leituras do equivalente de dose ambiente.

### 7.1 PRIMEIRA CÂMARA

A primeira câmara era uma câmara cilíndrica com 16,5 cm de diâmetro, que estava colocada no cimo duma parede da sala de comando do RPI.



FIGURA 7.1 - PRIMEIRA MEDIÇÃO EFECTUADA NA SALA DE COMANDOS DO RPI

Como se pode verificar pela imagem acima, a distância da fonte ao centro da câmara vai corresponder a 100 cm mais o raio da câmara, uma vez que se encostou a ponta do tubo à face exterior da câmara. Assim a distância correspondente a estas medições é 108,25 cm.

A média dos valores lidos referentes a esta irradiação é de 5,30 nSv/s.

Esta é uma situação com tubo, semelhante à estudada para a câmara 32002 (em que o tubo interfere com o feixe que chega à câmara), com a presença de uma parede por trás do detector e correspondente a uma distância de, aproximadamente, 110 cm.

Pelo estudo efectuado pode-se dizer que nestas situações, tubo a interferir com o feixe que chega ao detector, o valor esperado é 3,83 nSv/s com uma incerteza relativa de 10,57%. Uma vez que se tem também a presença de uma parede por trás do detector este valor pode sofrer um acréscimo de 10,9%, fazendo a média entre os acréscimos originados por uma parede de alta densidade uma parede de baixa densidade, uma vez que se desconhece



a densidade da parede neste caso em específico. Acrescendo a contribuição da presença da parede, o valor esperado seria de 4,25 nSv/s.

A diferença entre o valor esperado e o valor obtido é de 24,8%. Segundo a norma IEC 60532, esta diferença deve ser inferior a 30%, mais a incerteza do valor. Assim, os resultados obtidos estão dentro do intervalo de valores considerados aceitáveis pela norma.

## 7.2 SEGUNDA CÂMARA

A segunda câmara era também uma câmara cilíndrica com 5,5 cm de diâmetro, que estava colocada num suporte, no meio duma sala contígua ao reactor.



FIGURA 7.2 - SEGUNDA MEDIÇÃO EFECTUADA NUMA SALA CONTÍGUA AO RPI

Tal como no caso anterior, também agora a distância de irradiação corresponde a 100 cm mais o raio da câmara. Tem-se assim uma distância de 102,5 cm.

A média dos valores lidos referentes a esta irradiação é de 5,56 nSv/s.

Esta é uma situação com tubo, semelhante à estudada para a câmara 23361, em que o tubo não interfere com o feixe que chega à câmara, e sem a presença de uma parede por trás do detector e correspondente a uma distância de, aproximadamente, 100 cm.

Nestas situações, sem parede e sem interferência do tubo no feixe, o valor esperado é 5,42 nSv/s com uma incerteza de 2,33%.

Neste caso tem-se uma diferença entre os valores obtidos e esperados correspondente a 2,5%. Este resultado é também ele inferior a 30%, como a norma regula e ainda mais próximo do esperado que o anterior.

## 8. CONCLUSÃO

O irradiador desenvolvido ao longo deste trabalho é uma ferramenta que se revela bastante útil para efectuar verificações metrológicas em monitores de área fixos na parede. Este tipo de monitores é habitual em instalações hospitalares, onde se usa radiação ionizante para diagnóstico e/ou terapêutica. Na parte terapêutica, por vezes as doses de radiação são bastante altas e daí a necessidade de haver uma monitorização dosimétrica. A grandeza que se caracterizou foi o equivalente de dose ambiente, uma vez que é a grandeza que os monitores de área medem.

A fonte de radiação usada para este trabalho foi uma fonte de  $^{137}\text{Cs}$ , uma vez que esta é a radiação de referência para testes em monitores de área, segundo a norma IEC 60532.

O irradiador foi planeado como um cilindro de chumbo, que contém a fonte no seu interior. Foi escolhido o chumbo devido à boa blindagem que oferece. Houve necessidade de manter um compromisso entre a espessura de chumbo que se colocou nas paredes do irradiador e a dose no exterior do irradiador, uma vez que este não se podia tornar muito pesado porque vai ser suportado manualmente. No entanto também teve que haver um certo cuidado de modo a que a dose no exterior do irradiador não fosse muito elevada. Considerando que o trabalho com o irradiador é um trabalho esporádico, ultrapassou-se o limite de 20 mSv/ano, caso contrário o irradiador seria pesado demais para ser manuseado. Uma forma eficaz de se conseguir não ultrapassar o limite de dose anual é limitar o número de dias que se está exposto ao irradiador.

Construído o irradiador caracterizou-se o campo de radiação proveniente da fonte no seu interior. Traçaram-se vários perfis de campo, a 20 cm, 30 cm e 40 cm da fonte, de modo a avaliar o perfil do campo. Obtiveram-se respectivamente, larguras a meia altura de 20,8 cm, 31,4 cm e 42,6 cm. A largura a meia altura esperada a 1 m da fonte é de 105,6 cm. Estes resultados foram comparados com resultados obtidos por simulação de Monte Carlo e verificou-se que ambos têm um bom acordo, no entanto os perfis obtidos experimentalmente são ligeiramente mais largos que os obtidos por simulação de Monte Carlo. Nesse sentido, através de simulação de Monte Carlo, fez-se variar o local onde o  $^{137}\text{Cs}$

se encontra dentro do invólucro da fonte, aproximando-o mais da abertura do irradiador, esperando que o perfil ficasse mais aberto. Simulou-se um novo perfil, a 20 cm da fonte, mas concluiu-se que a alteração não era significativa uma vez que as diferenças eram inferiores a 2,4%.

Seguidamente procedeu-se à dosimetria do irradiador, caracterizando-o em termos de equivalente de dose ambiente, a diversas distâncias. A dosimetria foi feita com duas câmaras de ionização de tamanhos e formas diferentes uma vez que também os monitores de área apresentam vários tamanhos e formas. As câmaras usadas foram PTW 23361 e PTW 32002. Caracterizou-se o equivalente de dose ambiente para distâncias desde 10 cm até 200 cm para a câmara PTW 23361 e desde 20 cm até 160 cm, uma vez que para distâncias superiores os valores medidos eram muito baixos. Estes resultados formam também acompanhadas de resultados de simulação de Monte Carlo e apresentaram um bom acordo. Para a câmara PTW 23361, a partir de distâncias superiores a 110 cm os resultados experimentais apresentam flutuações significativas.

Uma vez que este tipo de monitores de área costuma estar fixo na parede estudou-se por simulação em Monte Carlo, a influência de uma parede por trás da câmara de ionização. Uma vez que nem todas as paredes são iguais, simularam-se duas paredes, uma de densidade alta e outra de densidade baixa de modo a avaliar também a influência da densidade. Verificou-se que para ambas as paredes, os valores do equivalente de dose vão aumentando com a distância, chegando a atingir diferenças de 15% para distâncias próximas de 200 cm. Em relação às densidades diferentes nas paredes, a parede mais densa origina valores ligeiramente mais elevados de equivalente de dose ambiente.

De modo a ser mais fácil manusear o irradiador adaptou-se-lhe um tubo de Alumínio que desde a ponta até ao local onde está a fonte mede 100 cm. Assim serve de ajuda ao manuseamento e de referência em termos de distância desde a fonte até a um ponto que se queira. De modo a avaliar a influência do tubo repetiram-se as medições dosimétricas com as duas câmaras de ionização. A câmara PTW 23361, por ser mais pequena não interfere com o tubo e o feixe que chega à câmara não sofre influência deste. Neste caso verifica-se que a influência do tubo pode ser considerada desprezível uma vez que os valores obtidos com e sem a presença do tubo são estatisticamente iguais. No caso da câmara PTW 32002,

uma vez que é maior, o tubo vai ficar no interior do feixe que chega à câmara. Nesta situação verifica-se um ligeiro acréscimo dos valores de  $H^*(10)$  com tubo, face aos valores sem tubo. Isso deve-se às reflexões de fotões que podem ocorrer devido à presença do tubo. Condensaram-se todos estes resultados em duas tabelas, para serem consultadas quando se estiver a realizar verificações metrológicas com o irradiador.

Para concluir o trabalho levou-se o irradiador ao RPI do ITN, onde se testou a sua utilização efectuando verificações metrológicas em dois monitores de área. Os resultados esperados e os resultados obtidos nas verificações foram próximos tendo-se obtido diferenças de 24,8% num monitor de área e 2,5% noutro, ambos abaixo dos 30% que a norma IEC 60532 indica como aceitável. Estes resultados vêm comprovar que o objectivo do trabalho foi concluído com êxito.



## BIBLIOGRAFIA

1. Laboratoire National Henri Becquerel. [Online] [Citação: 10 de Novembro de 2010.] <http://www.nucleide.org>.
2. **Silva, Hugo Miguel.** Estudo comparativo de três câmaras de ionização para medição directa do equivalente de dose individual a 10 mm de profundidade, Hp(10). Lisboa, 2009.
3. **Santos, Cátia Sofia.** Projecto de um sistema de irradiação para uma fonte de  $^{241}\text{Am}$  -  $^9\text{Be}$ . Lisboa, 2009.
4. **Limede, Patrícia Isabel.** Caracterização das Qualidades de Radiação X de diagnóstico, segundo a Norma Internacional IEC 61267. Lisboa, 2010.
5. **Turner, James E.** *Atoms, Radiation, and Radiation Protection*. New York : Wiley - Interscience, 1995.
6. International Commission on Radiological Protection. *ICRP 103*. 2007.
7. Decreto-Lei 222/2008 de 17 de Novembro. Lisboa, 2008.
8. IEC International Electrotechnical Commission. *IEC 60532 Radiation protection instrumentation - Installed dose ratemeters, warning assemblies and monitors - X and gamma radiation of energy between 50 keV and 7 MeV*. Genève, 2010.
9. ISO International Organization for Standardization. *ISO 4037-3 X and gamma reference for calibration dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy - Part 3*. Genève, 1999.
10. Babyline. [Online] [Citação: 23 de Setembro de 2010.] <http://www.herb-ndt-service.com/>.
11. PWT. [Online] [Citação: 25 de Outubro de 2010.] <http://www.pwt.de>.
12. **Grenewald, Herman Wasserman and Wilhelm.** Air kerma rate constants for radionuclides. *European Journal of Nuclear Medicine*. 1988.
13. NIST. *Physical Measurement Laboratory*. [Online] [Citação: 15 de Julho de 2010.] <http://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl?matno=144>.
14. Decreto-Lei 41-A/2010 de 29 de Abril. Lisboa, 2010.
15. **Born, Max.** *Física Atómica*. Lisboa : Fundação Calouste Gulbenkian, 1986.
16. **Gerthsen, C., Kneser e Vogel, H.** *Física*. Lisboa : Fundação Calouste Gulbenkian, 1998.
17. **Mayer-Kuckuk, Teo.** *Física Nuclear*. Lisboa : Fundação Calouste Gulbenkian, 1993.
18. **Lagoutine, Frédéric, Coursol, Nelcy e Legrand, Jean.** Commissariat à l' Energia Atomique. Bureau National de Metrologie. Laboratoire de Métrologie des Rayonnements Ionisants. *Table de radionucléides*. 1984.



## ANEXO A – ESPECTRO DE EMISSÃO $\gamma$ DO $^{137}\text{Cs}$

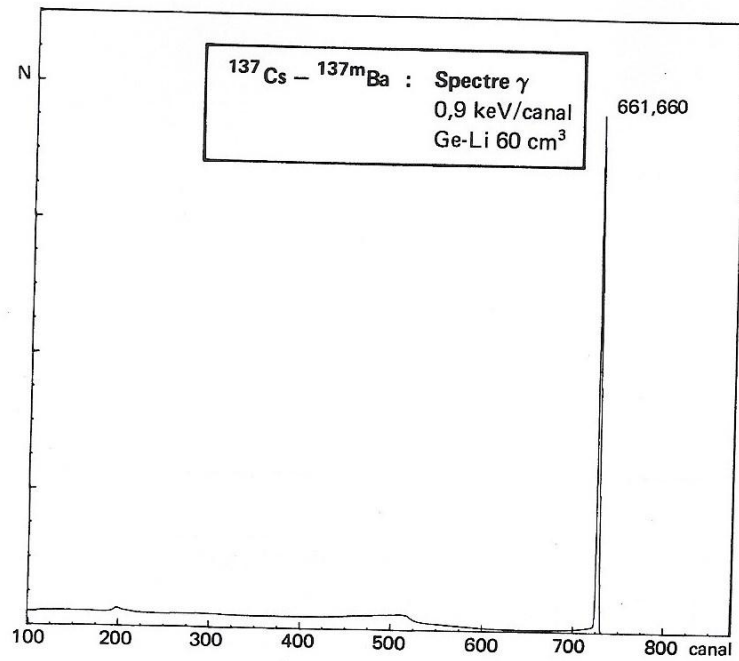


FIGURA A.1 – ESPECTRO DE EMISSÃO GAMA DO  $^{137}\text{Cs}$



## ANEXO B – DOSE BUILDUP-FACTOR PARA FONTE ISOTRÓPICA

TABELA B.1 – DOSE BUILDUP-FACTORS PARA UMA FONTE ISOTRÓPICA (5)

Material	Energia (MeV)	Número de comprimentos de relaxação, $\mu x$						
		1	2	4	7	10	15	20
Água	0,5	2,52	5,14	14,3	38,8	77,6	178	334
	1,0	2,13	3,71	7,68	16,2	27,1	50,4	82,2
	2,0	1,83	2,77	4,88	8,46	12,4	19,5	27,7
	3,0	1,69	2,42	3,91	6,23	8,63	12,8	17,0
	4,0	1,58	2,17	3,34	5,13	6,94	9,97	12,9
	6,0	1,46	1,91	2,76	3,99	5,18	7,09	8,85
	8,0	1,38	1,74	2,40	3,34	4,25	5,66	6,95
	10,0	1,33	1,63	2,19	2,97	3,72	4,90	5,98
Alumínio	0,5	2,37	4,24	9,47	21,5	38,9	80,8	141
	1,0	2,02	3,31	6,57	13,1	21,2	37,9	58,5
	2,0	1,75	2,61	4,62	8,05	11,9	18,7	26,3
	3,0	1,64	2,32	3,78	6,14	8,65	13,0	17,7
	4,0	1,53	2,08	3,22	5,01	6,88	10,1	13,4
	6,0	1,42	1,85	2,70	4,06	5,49	7,97	10,4
	8,0	1,34	1,68	2,37	3,45	4,58	6,56	8,52
	10,0	1,28	1,55	2,12	3,01	3,96	5,63	7,32
Ferro	0,5	1,98	3,09	5,98	11,7	19,2	35,4	55,6
	1,0	1,87	2,89	5,39	10,2	16,2	28,3	42,7
	2,0	1,76	2,43	4,13	7,25	10,9	17,6	25,1
	3,0	1,55	2,15	3,51	5,85	8,51	13,5	19,1
	4,0	1,45	1,94	3,03	4,91	7,11	11,2	16,0
	6,0	1,34	1,72	2,58	4,14	6,02	9,89	14,7
	8,0	1,27	1,56	2,23	3,49	5,07	8,50	13,0
	10,0	1,20	1,42	1,95	2,99	4,35	7,54	12,4
Chumbo	0,5	1,24	1,42	1,69	2,00	2,27	2,65	2,73
	1,0	1,37	1,69	2,26	3,02	3,74	4,81	5,86
	2,0	1,39	1,76	2,51	3,66	4,84	6,87	9,00
	3,0	1,34	1,68	2,43	2,75	5,30	8,44	12,3
	4,0	1,27	1,56	2,25	3,61	5,44	9,80	16,3
	6,0	1,18	1,40	1,97	3,34	5,69	13,8	32,7
	8,0	1,14	1,30	1,74	2,89	5,07	14,1	44,6
	10,0	1,11	1,23	1,58	2,52	4,34	12,5	39,2
Urânio	0,5	1,17	1,30	1,48	1,67	1,85	2,08	-
	1,0	1,31	1,56	1,98	2,50	2,97	3,67	-
	2,0	1,33	1,64	2,23	3,09	3,95	5,36	6,48
	3,0	1,29	1,58	2,21	3,27	4,51	6,97	9,88
	4,0	1,24	1,50	2,09	3,21	4,66	8,01	12,7
	6,0	1,16	1,36	1,85	2,96	4,80	10,8	23,0
	8,0	1,12	1,27	1,66	2,61	4,36	11,2	28,0
	10,0	1,09	1,20	1,51	2,26	3,78	10,5	28,5

## ANEXO C – CONDIÇÕES DE REFERÊNCIA E CONDIÇÕES DE TESTE STANDARD, SEGUNDO A NORMA IEC 60532

TABELA C.1 – CONDIÇÕES DE REFERÊNCIA E CONDIÇÕES DE TESTES STANDARD PARA PARÂMETROS RADIOLÓGICOS (8)

Grandezas de influência	Condições de referência	Condições de teste standard (salvo indicação em contrário)
Energia do fotão	$^{137}\text{Cs}$ (a)	$^{137}\text{Cs}$ (a)
Ângulo de incidência da radiação	Orientação de referência	Orientação de referência $\pm 5^\circ$
Contaminação por elementos radioactivos	Insignificante	Insignificante
Radiação de fundo	Débito de equivalente de dose ambiente $H^*(10)$ $0,1 \mu\text{Sv.h}^{-1}$ ou menos, se praticável.	Débito de equivalente de dose ambiente $H^*(10)$ menor que $0,25 \mu\text{Sv.h}^{-1}$
(a) Outra qualidade de radiação pode ser usado se o intervalo de energia nominal do dosímetro não incluir a energia dos fotões emitidos pelo $^{137}\text{Cs}$ .		

## ANEXO D – REGULAMENTAÇÃO PARA O TRANSPORTE DO IRRADIADOR

O objectivo do irradiador desenvolvido ao longo deste trabalho é efectuar verificações metrológicas em monitores de área fixos e para isso tem que sair do laboratório. Uma vez que o irradiador contém uma fonte radioactiva no seu interior, o seu transporte tem que obedecer à regulamentação em vigor em Portugal para o transporte de matérias radioactivas. O documento que regula o transporte de matérias radioactivas é o **Decreto-Lei 41-A/2010**.

O capítulo 2.2.7 define as disposições particulares para as matérias radioactivas e segundo o 2.2.7.2.4.1.3, o irradiador pode ser considerado MATÉRIAS RADIOACTIVAS, PACOTE ISENTO – APARELHO OU OBJECTOS uma vez que esta designação é atribuída a matérias radioactivas que estejam num componente ou constituam o próprio componente de um aparelho ou outro objecto manufacturado.

Os requisitos para esta classificação são:

A intensidade da radiação a 10 cm de qualquer ponto na superfície externa do aparelho ou objecto não embalado não seja superior a 0,1 mSv/h;

O aparelho ou objecto leve a indicação de “RADIOACTIVE”;

A matéria radioactiva esteja totalmente contida nos componentes inactivos;

Os limites constantes na tabela seguinte sejam respeitados para cada artigo e para cada pacote respectivamente

TABELA D.1 - LIMITES POR ARTIGO E POR PACOTE

	Aparelho ou objecto	
	Limite por artigo	Limite por pacote
Cápsula de PMMA contendo <sup>137</sup> Cs	0,02 TBq	2 TBq

O capítulo 6.4 do Decreto-Lei regula a construção dos pacotes para as matérias radioactivas. Os pacotes isentos apenas têm que ser concebidos de modo a obedecer às prescrições gerais. Deste modo, o irradiador deve ser transportado numa embalagem que cumpra os seguintes requisitos:

Possa ser facilmente transportada e em segurança, tendo em conta a sua massa, volume e forma. A embalagem deve também ser concebida de forma a ser facilmente estivada no ou sobre o veículo durante o transporte.

As pegas não se devem romper durante a elevação da embalagem e, caso se rompam, a embalagem deve continuar a satisfazer os restantes requisitos aqui designados.

As pegas e restantes asperezas da superfície externa da embalagem que se possam utilizar para a elevação devem ser concebidas para suportar a massa da embalagem. Caso contrário devem ser tornadas inoperantes durante o transporte.

A embalagem deve ser concebida de maneira a que as superfícies externas não apresentem saliências e possa ser facilmente descontaminada.

O exterior da embalagem não deve permitir que se acumule água nem que fique retida à superfície.

Quaisquer componentes que sejam acrescentados à embalagem no momento do transporte e que não façam parte integrante da mesma não devem reduzir-lhe a segurança.

A embalagem deve ter a capacidade de resistir a efeitos de aceleração, vibração e ressonância que possam surgir em condições normais de transporte, sem redução da eficácia dos dispositivos de fecho ou da integridade da embalagem no seu conjunto. As peças de fixação devem ser concebidas para que não se despertem mesmo após uma utilização repetida.

O material da embalagem e os seus componentes ou estruturas devem ser física e quimicamente compatíveis entre si e com o material radioactivo em questão. Deve-se ter em conta o seu comportamento sob irradiação.

Quaisquer válvulas através das quais o componente radioactivo possa escapar devem estar protegidas contra manipulação não autorizada.

É necessário ter em conta as pressões e temperaturas ambientes favoráveis às condições normais de transporte. (14)

# ANEXO E – GEOMETRIA DO IRRADIADOR

## CORPO

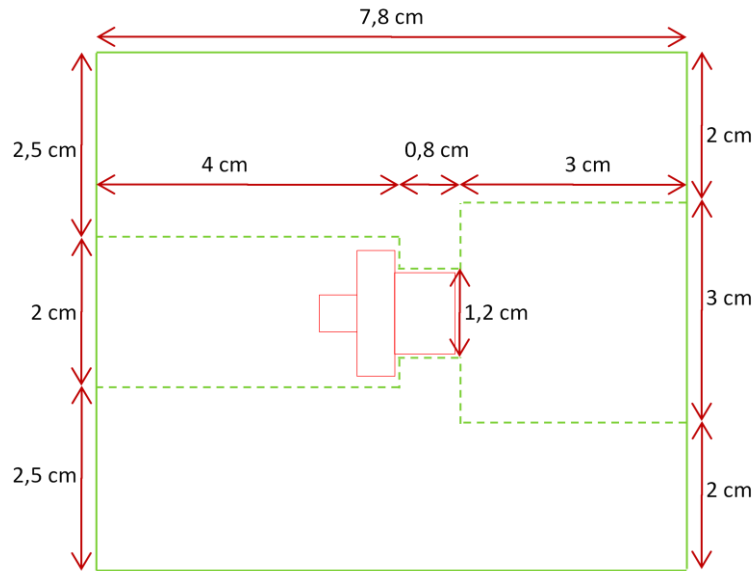


FIGURA E.1 - VISTA LATERAL, EM CORTE, DO CORPO DO IRRADIADOR, A VERMELHO ESTÁ REPRESENTADA A FONTE DE CÉSIO

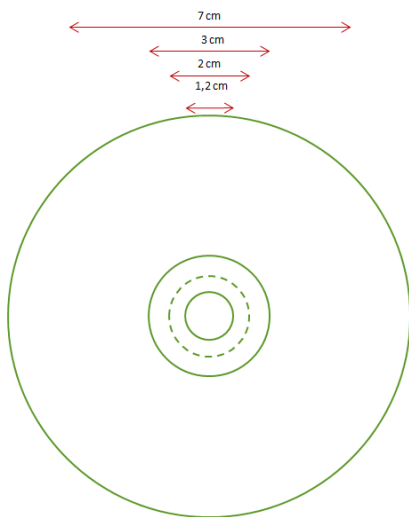


FIGURA E.2 - VISTA SUPERIOR DO CORPO DO IRRADIADOR

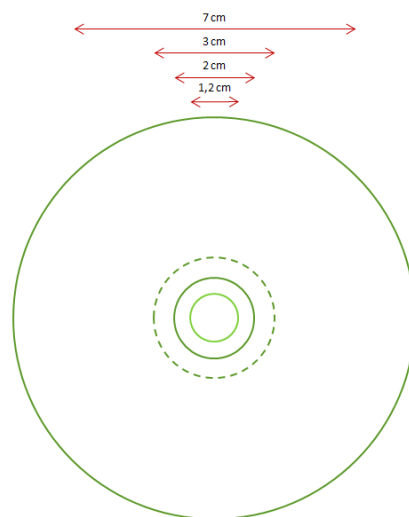


FIGURA E.3 - VISTA INFERIOR DO CORPO DO IRRADIADOR

TAMPA DA FRENTE

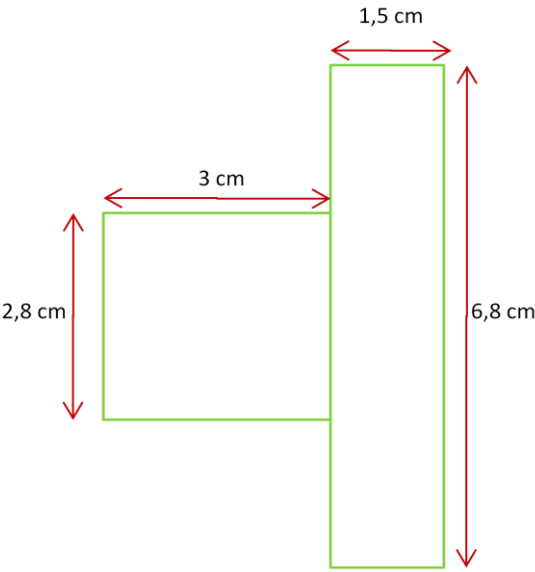


FIGURA E.4 - VISTA LATERAL DA TAMPA DO LADO DA FRENTE DO IRRADIADOR

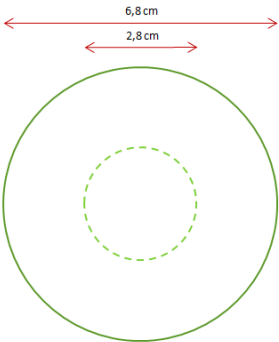


FIGURA E.5 - VISTA SUPERIOR DA TAMPA DO LADO DA FRENTE DO IRRADIADOR

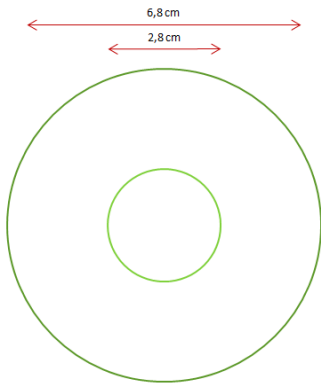


FIGURA E.6 - VISTA INFERIOR DA TAMPA DO LADO DA FRENTE DO IRRADIADOR

TAMPA DE TRÁS

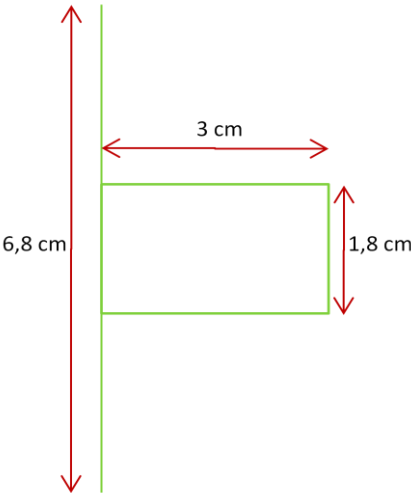


FIGURA E.7 - VISTA LATERAL DA TAMPA DO LADO DE TRÁS DO IRRADIADOR

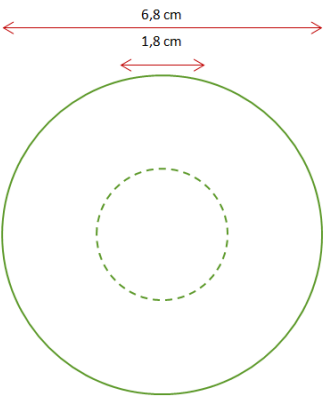


FIGURA E.8 - VISTA SUPERIOR DA TAMPA DO LADO DE TRÁS DO IRRADIADOR

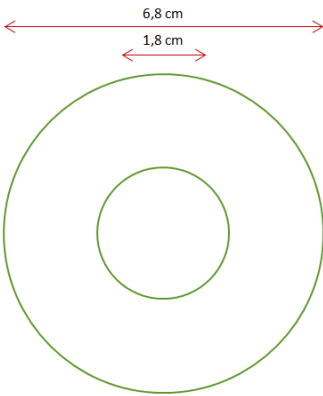


FIGURA E.9 - VISTA INFERIOR DA TAMPA DO LADO DE TRÁS DO IRRADIADOR

## ANEXO F – INCERTEZAS PARA OS VALORES EXPERIMENTAIS

### PERFIS DE CAMPO

O valor final é dado por

$$Q = M \times N_{T,P}$$

Em que  $N_{T,P}$  corresponde a

$$N_{T,P} = \frac{273,15 + T}{293,15} \times \frac{1013,25}{P}$$

Aplicou-se a lei da propagação das incertezas à expressão final da carga.

$$u_Q^2 = \left(\frac{\partial Q}{\partial M}\right)^2 \cdot (u_M)^2 + \left(\frac{\partial Q}{\partial T}\right)^2 \cdot (u_T)^2 + \left(\frac{\partial Q}{\partial P}\right)^2 \cdot (u_P)^2$$

Consideraram-se as respectivas incertezas padrão de cada parâmetro:

**Incerteza associada à medida      Incerteza associada à temperatura      Incerteza associada à pressão**

d.p. – desvio padrão

$$\sigma_{medida} = \frac{d.p.}{\sqrt{n^{\circ} \text{ de medidas}}}$$

$$\sigma_{temperatura} = \frac{0,05}{\sqrt{3}} = 0,03 \text{ }^{\circ}\text{C}$$

$$\sigma_{pressão} = \frac{0,08}{\sqrt{3}} = 0,05 \text{ hPa}$$



TABELA F.1 – VALORES EXPERIMENTAIS DOS PERFIS DE CAMPO HORIZONTAIS E RESPECTIVAS INCERTEZAS

Posição (cm)	Perfil de campo a 20 cm			Perfil de campo a 30 cm			Perfil de campo a 40 cm		
	Q (pC/s)	Incerteza (pC/s)	Incerteza relativa (%)	Q (pC/s)	Incerteza (pC/s)	Incerteza relativa (%)	Q (pC/s)	Incerteza (pC/s)	Incerteza relativa (%)
-28							6,553E-03	2,397E-04	3,66%
-26							8,547E-03	2,307E-04	2,70%
-24							1,084E-02	4,976E-04	4,59%
-22							9,158E-03	2,230E-04	2,43%
-20							1,221E-02	9,103E-05	0,75%
-18	1,012E-02	6,334E-05	0,63%	1,968E-02	2,549E-04	1,30%	2,408E-02	2,352E-04	0,98%
-16	1,483E-02	1,582E-04	1,07%	3,068E-02	2,183E-04	0,71%	2,566E-02	2,125E-04	0,83%
-14	2,359E-02	2,080E-04	0,88%	4,102E-02	1,547E-04	0,38%	2,620E-02	1,357E-04	0,52%
-12	4,500E-02	5,427E-04	1,21%	4,389E-02	2,047E-04	0,47%	2,701E-02	3,029E-04	1,12%
-10	7,724E-02	2,038E-04	0,26%	4,629E-02	2,184E-04	0,47%	2,748E-02	6,329E-04	2,30%
-8	9,822E-02	1,136E-04	0,12%	4,856E-02	1,953E-04	0,40%	2,822E-02	6,331E-04	2,24%
-6	1,056E-01	2,037E-04	0,19%	5,007E-02	1,635E-04	0,33%	2,881E-02	5,429E-04	1,88%
-4	1,107E-01	1,002E-04	0,09%	5,140E-02	2,133E-04	0,42%	2,900E-02	3,888E-04	1,34%
-2	1,146E-01	1,444E-04	0,13%	5,189E-02	1,724E-04	0,33%	2,959E-02	4,972E-04	1,68%
0	1,163E-01	2,288E-04	0,20%	5,195E-02	4,979E-04	0,96%	2,873E-02	9,110E-05	0,32%
2	1,150E-01	2,019E-04	0,18%	5,214E-02	2,762E-04	0,53%	2,846E-02	1,275E-04	0,45%
4	1,112E-01	2,696E-04	0,24%	5,147E-02	2,129E-04	0,41%	2,856E-02	2,594E-04	0,91%
6	1,057E-01	1,799E-04	0,17%	4,898E-02	2,765E-04	0,56%	2,808E-02	2,230E-04	0,79%
8	8,884E-02	2,381E-04	0,27%	4,798E-02	2,902E-04	0,60%	2,763E-02	1,820E-04	0,66%
10	5,372E-02	1,932E-04	0,36%	4,477E-02	1,905E-04	0,43%	2,618E-02	1,775E-04	0,68%
12	2,796E-02	2,291E-04	0,82%	4,051E-02	9,974E-05	0,25%	2,581E-02	1,957E-04	0,76%
14	1,675E-02	1,843E-04	1,10%	2,973E-02	1,813E-04	0,61%	2,476E-02	1,138E-04	0,46%
16	1,089E-02	2,202E-04	2,02%	1,841E-02	1,360E-04	0,74%	2,399E-02	2,165E-04	0,90%
18	7,704E-03	2,202E-04	2,86%	1,233E-02	1,948E-04	1,58%	1,965E-02	1,264E-04	0,64%
20				9,793E-03	1,631E-04	1,67%	1,421E-02	2,077E-04	1,46%
22				7,603E-03	3,219E-04	4,23%	1,017E-02	2,799E-04	2,75%
24							7,248E-03	1,219E-04	1,68%
26							6,675E-03	5,418E-04	8,12%
28							5,769E-03	2,801E-04	4,85%

**TABELA F.2 – VALORES EXPERIMENTAIS DOS PERFIS DE CAMPO VERTICAIS E RESPECTIVAS INCERTEZAS**

Posição (cm)	Perfil de campo a 20 cm			Perfil de campo a 30 cm			Perfil de campo a 40 cm					
	Q (pC/s)	Incerteza (pC/s)	Incerteza relativa (%)	Q (pC/s)	Incerteza (pC/s)	Incerteza relativa (%)	Q (pC/s)	Incerteza (pC/s)	Incerteza relativa (%)			
-28							6,505E-03	1,239E-04	<b>1,90%</b>			
-26							1,079E-02	8,280E-05	<b>0,77%</b>			
-24							8,496E-03	8,595E-05	<b>1,01%</b>			
-22							9,328E-03	1,934E-04	<b>2,07%</b>	1,591E-02	2,171E-04	<b>1,36%</b>
-20							1,170E-02	3,331E-04	<b>2,85%</b>	2,151E-02	2,420E-04	<b>1,13%</b>
-18	9,947E-03	2,226E-04	<b>2,24%</b>	1,442E-02	1,152E-04	<b>0,80%</b>	2,403E-02	6,292E-05	<b>0,26%</b>			
-16	1,449E-02	2,871E-04	<b>1,98%</b>	2,000E-02	2,247E-04	<b>1,12%</b>	2,561E-02	2,197E-04	<b>0,86%</b>			
-14	2,123E-02	3,666E-04	<b>1,73%</b>	3,339E-02	9,201E-04	<b>2,76%</b>	2,615E-02	3,346E-04	<b>1,28%</b>			
-12	3,051E-02	1,814E-04	<b>0,59%</b>	4,270E-02	2,310E-04	<b>0,54%</b>	2,696E-02	2,089E-04	<b>0,77%</b>			
-10	5,734E-02	1,242E-04	<b>0,22%</b>	4,612E-02	1,461E-04	<b>0,32%</b>	2,571E-02	3,427E-04	<b>1,33%</b>			
-8	9,097E-02	4,024E-04	<b>0,44%</b>	4,839E-02	3,510E-04	<b>0,73%</b>	2,680E-02	3,591E-04	<b>1,34%</b>			
-6	1,051E-01	3,640E-04	<b>0,35%</b>	4,956E-02	1,267E-04	<b>0,26%</b>	2,877E-02	1,566E-04	<b>0,54%</b>			
-4	1,108E-01	2,751E-04	<b>0,25%</b>	5,089E-02	1,018E-04	<b>0,20%</b>	2,895E-02	2,523E-04	<b>0,87%</b>			
-2	1,141E-01	1,261E-04	<b>0,11%</b>	5,189E-02	9,859E-05	<b>0,19%</b>	2,955E-02	3,309E-04	<b>1,12%</b>			
0	1,140E-01	3,974E-04	<b>0,35%</b>	5,229E-02	1,816E-04	<b>0,35%</b>	2,867E-02	1,480E-04	<b>0,52%</b>			
2	1,128E-01	1,876E-04	<b>0,17%</b>	5,146E-02	1,120E-04	<b>0,22%</b>	2,840E-02	3,332E-04	<b>1,17%</b>			
4	1,092E-01	3,113E-04	<b>0,28%</b>	5,012E-02	1,953E-04	<b>0,39%</b>	2,850E-02	1,480E-04	<b>0,52%</b>			
6	1,036E-01	2,050E-04	<b>0,20%</b>	4,915E-02	2,538E-04	<b>0,52%</b>	2,802E-02	2,540E-04	<b>0,91%</b>			
8	9,520E-02	2,427E-04	<b>0,25%</b>	4,764E-02	2,095E-04	<b>0,44%</b>	2,757E-02	1,575E-04	<b>0,57%</b>			
10	6,678E-02	2,538E-04	<b>0,38%</b>	4,595E-02	1,551E-04	<b>0,34%</b>	2,612E-02	1,748E-04	<b>0,67%</b>			
12	3,600E-02	2,368E-04	<b>0,66%</b>	4,304E-02	4,221E-04	<b>0,98%</b>	2,575E-02	2,817E-04	<b>1,09%</b>			
14	2,378E-02	1,623E-04	<b>0,68%</b>	3,699E-02	1,637E-04	<b>0,44%</b>	2,470E-02	2,303E-04	<b>0,93%</b>			
16	1,658E-02	4,018E-04	<b>2,42%</b>	2,482E-02	2,202E-04	<b>0,89%</b>	2,527E-02	4,094E-04	<b>1,62%</b>			
18	1,055E-02	2,508E-04	<b>2,38%</b>	1,587E-02	1,998E-04	<b>1,26%</b>	1,961E-02	3,073E-04	<b>1,57%</b>			
20				1,216E-02	2,229E-04	<b>1,83%</b>	1,417E-02	8,580E-05	<b>0,61%</b>			
22				9,969E-03	1,474E-04	<b>1,48%</b>	1,013E-02	2,627E-04	<b>2,59%</b>			
24							7,202E-03	1,346E-04	<b>1,87%</b>			
26							6,630E-03	1,346E-04	<b>2,03%</b>			
28							5,724E-03	2,295E-04	<b>4,01%</b>			

## DOSIMETRIA

O valor de  $H^*(10)$  final é dado por:

$$H^*(10) = M \times N_{P,T} \times N_{K_a} \times C.C.$$

Aplicou-se a lei da propagação das incertezas à expressão anterior.

$$u_{H^*(10)}^2 = \left( \frac{\partial H^*(10)}{\partial M} \right)^2 \times (u_M)^2 + \left( \frac{\partial H^*(10)}{\partial T} \right)^2 \times (u_T)^2 + \left( \frac{\partial H^*(10)}{\partial P} \right)^2 \times (u_P)^2 + \left( \frac{\partial H^*(10)}{\partial N_{K_a}} \right)^2 \times (u_{N_{K_a}})^2 + \left( \frac{\partial H^*(10)}{\partial C.C.} \right)^2 \times (u_{C.C.})^2$$

Para cada parâmetro consideraram-se as respectivas incertezas padrão:

### Incerteza associada à medida

d.p. – desvio padrão

$$\sigma_{medida} = \frac{d.p.}{\sqrt{n^o \text{ de medidas}}}$$

### Incerteza associada à temperatura

$$\sigma_{temperatura} = \frac{0,05}{\sqrt{3}} = 0,03 \text{ } ^\circ\text{C}$$

### Incerteza associada à pressão

$$\sigma_{pressão} = \frac{0,08}{\sqrt{3}} = 0,05 \text{ hPa}$$

### Incerteza associada a $N_{K_a}$ (PTW 23361)

$$u(N_{K_a}) = 1,69 \times 10^4 \text{ Gy/C } k = 2$$

$$u(N_{K_a}) = 8,43 \times 10^3 \text{ Gy/C } k = 1$$

### Incerteza associada a $N_{K_a}$ (PTW 32002)

$$u(N_{K_a}) = 1,5 \times 10^2 \text{ Gy/C } k = 2$$

$$u(N_{K_a}) = 75 \text{ Gy/C } k = 1$$

### Incerteza associada a C.C.

$$u(C.C.) = 0,024 \text{ Sv/Gy } k = 1$$

**TABELA F.3 – VALORES EXPERIMENTAIS DA DOSIMETRIA E RESPECTIVAS INCERTEZAS**

Distância (cm)	Câmara de ionização PTW 23361						Câmara de ionização PTW 32002					
	Dosimetria			Dosimetria com tubo			Dosimetria			Dosimetria com tubo		
	H* (nSv/s)	Incerteza (nSv/s)	Incerteza relativa (%)	H* (nSv/s)	Incerteza (nSv/s)	Incerteza relativa (%)	H* (nSv/s)	Incerteza (nSv/s)	Incerteza relativa (%)	H* (nSv/s)	Incerteza (nSv/s)	Incerteza relativa (%)
10	530,24	11,52	<b>2,17%</b>	533,60	11,59	<b>2,17%</b>						
20	133,56	2,91	<b>2,18%</b>	133,40	2,92	<b>2,19%</b>	118,40	2,44	<b>2,06%</b>	145,70	3,19	<b>2,19%</b>
30	59,96	1,32	<b>2,21%</b>	59,70	1,33	<b>2,23%</b>	55,16	1,14	<b>2,06%</b>	60,13	2,27	<b>3,78%</b>
40	33,57	0,78	<b>2,32%</b>	33,69	0,76	<b>2,25%</b>	31,47	0,66	<b>2,09%</b>	30,83	1,43	<b>4,65%</b>
50	22,36	0,57	<b>2,57%</b>	21,79	0,48	<b>2,22%</b>	20,25	0,42	<b>2,08%</b>	22,26	1,57	<b>7,04%</b>
60	15,79	0,43	<b>2,70%</b>	14,96	0,41	<b>2,75%</b>	14,29	0,32	<b>2,22%</b>	12,55	0,62	<b>4,96%</b>
70	11,53	0,33	<b>2,88%</b>	11,22	0,26	<b>2,35%</b>	10,54	0,28	<b>2,66%</b>	11,46	1,25	<b>10,93%</b>
80	8,61	0,24	<b>2,83%</b>	8,78	0,28	<b>3,16%</b>	9,26	1,15	<b>12,39%</b>	8,18	0,39	<b>4,72%</b>
90	6,57	0,24	<b>3,63%</b>	6,99	0,16	<b>2,29%</b>	6,46	1,51	<b>23,44%</b>	7,53	0,46	<b>6,10%</b>
100	5,88	0,18	<b>3,06%</b>	5,92	0,14	<b>2,33%</b>	5,33	0,41	<b>7,63%</b>	5,72	0,32	<b>5,61%</b>
110	3,88	0,27	<b>7,01%</b>	4,59	0,23	<b>4,91%</b>	4,00	0,67	<b>16,67%</b>	5,47	0,58	<b>10,57%</b>
120	1,88	0,30	<b>16,02%</b>	4,59	0,14	<b>3,09%</b>	3,11	0,20	<b>6,41%</b>	3,25	0,06	<b>1,87%</b>
130	2,36	0,11	<b>4,46%</b>	4,40	0,14	<b>3,16%</b>	2,89	0,13	<b>4,57%</b>	3,27	0,28	<b>8,64%</b>
140	3,44	0,17	<b>4,97%</b>	4,43	0,22	<b>5,05%</b>	2,65	0,13	<b>4,82%</b>	2,74	0,13	<b>4,62%</b>
150	1,86	0,11	<b>6,13%</b>	4,32	0,14	<b>3,19%</b>	2,56	0,29	<b>11,44%</b>	2,31	0,17	<b>7,36%</b>
160	1,92	0,20	<b>10,55%</b>	4,28	0,14	<b>3,21%</b>	2,07	0,30	<b>14,67%</b>	2,10	0,17	<b>7,88%</b>
170	2,17	0,19	<b>8,78%</b>	4,09	0,13	<b>3,29%</b>						
180	1,46	0,09	<b>6,36%</b>	3,97	0,17	<b>4,39%</b>						
190	0,96	0,12	<b>12,32%</b>	3,86	0,17	<b>4,49%</b>						
200	1,58	0,17	<b>11,00%</b>	3,75	0,17	<b>4,59%</b>						

